

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Simulační framework pro evaluaci rekonstrukčních metod
elektrické impedanční tomografie**
**Simulation Framework for Evaluation of Reconstruction
Methods in Electrical Impedance Tomography**

Ostrava, 2017

Bc. Veronika Cedivodová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Veronika Cedivodová**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: Simulační framework pro evaluaci rekonstrukčních metod elektrické
impedanční tomografie
Simulation Framework for Evaluation of Reconstruction Methods
in Electrical Impedance Tomography

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teorie měření bioimpedance a impedanční tomografie.
2. Rekonstrukční metody elektrické impedanční tomografie.
3. Principy 3D modelování a zobrazení.
4. Návrh simulačního frameworku k evaluaci rekonstrukčních metod.
5. Implementace navrženého řešení v prostředí MATLAB.
6. Testování vlastního řešení na datech z databáze EIDORS.
7. Zhodnocení výsledků testování a závěr práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] GRIMNES, Sverre. *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Boston, MA: Elsevier, 2014. ISBN 978-0124114708
- [2] HOLDER, David. *Electrical impedance tomography: methods, history, and applications*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., c2005. ISBN 0750309520
- [3] MICHALIKOVA, M., ABED, R., PRAUZEK, M., KOZIOREK, J. Image reconstruction in electrical impedance tomography using neural network. In: *Proceedings of the 7th Cairo International Biomedical Engineering Conference*, CIBEC 2014. DOI: 10.1109/CIBEC.2014.7020959.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017


doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.

Uvedla jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpala.



Veronika Cedivodová

Datum odevzdání diplomové práce: 28. 4. 2017

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Michalu Prauzkovi, Ph.D. a Ing. Radku Hrabuškoví za konzultace, cenné rady a trpělivost, čímž přispěli k vypracování zadaného úkolu. Dále patří poděkování mé rodině za trpělivost a morální podporu.

Abstrakt

Tato práce se skládá z teoretické a praktické části. V teoretické části je rozebrána fyziologie dýchání, problematika bioimpedance, metody elektrické impedanční tomografie, deterministické i stochastické metody rekonstrukce obrazu a problematika rekonstrukce 3D modelů hrudníku. Praktická část se věnuje návrhu a realizaci simulačního frameworku pro evaluaci rekonstrukčních metod EIT. Pro vytvoření a rekonstrukci modelu hrudníku je využit typ modelu FEM. Pro usnadnění práce s programem bylo navrženo uživatelské rozhraní. Do tohoto rozhraní patří načtení CT skenu, výběr jednotlivých částí k segmentaci, vytvoření FEM modelu a simulace reálných fyziologických dat.

Klíčová slova

Dýchání, bioimpedance, elektrická impedanční tomografie, CT sken, hrudník, segmentace, FEM model.

Abstract

This thesis consists of theoretical and practical part. Physiology of respiration, problems of bioimpedance, methods of electrical impedance tomography, deterministic and stochastic methods of image reconstruction and problems of reconstruction of 3D thorax models are analyzed in theoretical part. The practical part is dedicated to design and implementation of framework simulation for evaluation of reconstruction methods in electrical impedance tomography. FEM model type is used to create and reconstruct a model of thorax. User interface was designed, in order to simplify usage of the program. This interface consists of loading of CT scan, choice of individual parts for segmentation, creation of FEM model and simulation of real physiological data.

Key words

Breathing, Bioimpedance, Electrical Impedance Tomography, CT scan, Image Reconstruction Thorax, Segmentation, FEM model

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam ilustrací	10
Seznam tabulek	12
1 Úvod	13
2 Kineziologie hrudníku	14
2.1 Hrudník	14
2.1.1 Funkční anatomie hrudníku	14
2.1.2 Kinetika hrudníku	15
2.2 Dýchací svaly	16
2.2.1 Kineziologie břišní stěny	17
3 Bioimpedance	18
3.1 Bioimpedanční signál	19
3.2 Elektrody pro měření bioimpedance	19
4 Elektrická impedanční tomografie	20
4.1 Princip metody	20
4.2 Dopředné řešení a inverzní úloha	21
4.3 EIT hrudníku	21
4.4 Haunsfieldovy jednotky	22
5 Rekonstrukce obrazu	24
5.1 Projekce a Radonova transformace	24
5.2 Prostá zpětná projekce	25
5.3 Filtrovaná zpětná projekce (Inverzní Radonova transformace)	25
5.4 Fourierova rekonstrukce	25
5.5 Deterministické metody – elektrická impedanční tomografie	25
5.6 Stochastické metody-elektrická impedanční tomografie	26
5.7 Rekonstrukce obrazu pomocí neuronových sítí – elektrická impedanční tomografie	26
6 Principy 3D modelování a zobrazení	27
6.1 3D model lidského trupu na základě pružinového elementu	27
6.2 FEM - Finite Element Method model	28
6.3 3D model celého lidského těla	32

6.4	Zjednodušený model hrudníku.....	33
6.5	Ideální válcový model	34
6.6	Kinnenův model hrudníku.....	34
6.7	Sakamotoův model hrudníku	35
6.8	3D model hrudníku.....	35
7	Návrh řešení	37
8	Implementace návrhu v prostředí MATLAB	42
8.1	Spuštění EIDORS.....	42
8.2	Výběr CT skenu	43
8.3	Prahové hodnoty originálního CT skenu.....	44
8.4	Binarizace.....	44
8.4.1	Binarizace okolí.....	45
8.4.2	Binarizace plic.....	46
8.4.3	Binarizace páteře a žeber.....	47
8.5	Segmentace	48
8.5.1	Segmentace okolí hrudníku	48
8.5.2	Segmentace plic.....	49
8.5.3	Segmentace páteře a žeber	50
8.6	3D FEM model.....	50
8.6.1	3D FEM model okolí.....	52
8.6.2	3D FEM model plic.....	54
8.6.3	3D FEM model páteře a žeber.....	55
8.6.4	2D FEM model.....	56
9	Testování a simulace	58
9.1	Výběr testovacích CT skenů	58
9.2	Binarizace testovacích skenů	58
9.3	Segmentace testovacích skenů	61
9.4	2D FEM model testovacích skenů	62
10	Vyhodnocení 3D modelů	63
10.1	Vyhodnocení originálního CT skenu	63
10.1.1	Okolí hrudníku	63
10.1.2	Plíce.....	65
10.1.3	Páteř a žebra	67

10.1.4	Celkový model	69
10.2	Vyhodnocení testovacího CT skenu.....	71
10.3	Porovnání modelů	73
11	Závěr	74
12	Použitá literatura	76
13	Seznam příloh.....	79

Seznam použitých symbolů a zkratek

BV	(Blood Volume) objem krve
CO	(Cardiac Output) srdeční výdej
CT	(Computed Tomography) počítačová tomografie
DFT	(Discrete Fourier Transform) diskrétní Fourierova transformace
DICOM	(Digital Imaging and Communications in Medicine) digitální zobrazování a komunikace v medicíně
EIDORS	(Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software) Software pro rekonstrukci elektrické impedanční tomografie a difúzní optické tomografie
EIT	(Electrical Impedance Tomography) elektrická impedanční tomografie
FEM	(Finite Element Model) metoda konečných prvků
HU	(Hounsfield Unit) – Haunsfieldovy jednotky
JPG	(Joint Photographic Experts Group) formát fotografií a obrazů
LSM	(Level Set Method) metoda nastavení úrovně
MATLAB	(Matrix Laboratory) maticová laboratoř
PET	(Positron Emission Tomography) pozitronová emisní tomografie
SPECT	(Single Photon Emission Computed Tomography) jednofotonová emisní počítačová tomografie
TRM	(Tikhonov Regularization Method) Tichonova regularizační metoda
TV	(Total Variation) totální variance
VILI	(Ventilator-Induced Lung Injury) ventilátorem indukované poškození plic

Seznam ilustrací

<i>Obrázek 1: Popis kostí hrudníku [20]</i>	14
<i>Obrázek 2: Popis svalů trupu [21]</i>	16
<i>Obrázek 3: Ukázka 16 – ti elektrodového systému EIT, kdy se měří napětí V_1 mezi elektrodami při průchodu proudu I přes jádro Ω [5].</i>	21
<i>Obrázek 4: Zobrazení Haunsfieldových jednotek ve skenech, A.)Plíce – úroveň -550, šířka 1600, B.)Měkká tkáň – úroveň 70, šířka 450, C.)Kosti – úroveň 570, šířka 3077, D.)Kosti – úroveň 455, šířka [25]958[25].</i>	23
<i>Obrázek 5: Projekce, paprskový integrál [8].</i>	24
<i>Obrázek 6: Prostá zpětná projekce a vliv počtu projekcí na rekonstruovaný obraz [8].</i>	25
<i>Obrázek 7: Složený trup pro simulaci dýchání. Pevné části jsou zobrazeny světle šedou barvou, pohyblivé povrchy, jako je bránice, rektus a transversální/šikmé svaly jsou vybarveny červeně, růžově a modře a dalších 1500 svalových pružin je vybarvených podle toho, ve které části trupu se nacházejí. Pánev a tmavě vybarvené plochy jsou v tomto modelu upevněny[13].</i>	27
<i>Obrázek 8: FEM model – dopředný problém k simulaci lidského hrudníku s plícemi a srdcem, zelené tečky reprezentují elektrody na povrchu sítě [14].</i>	28
<i>Obrázek 9: FEM model – inverzní problém pro rekonstrukci obrazu [14]</i>	29
<i>Obrázek 10: Celkový popis dopadu metody segmentace na rekonstrukci obrazu [15]</i>	30
<i>Obrázek 11: Reprezentuje prasečí a) a lidský b) tvary modelu hrudníku. Legendy indikují počet zachovaných Fourierových koeficientů. c) Oblast symetrické difference mezi originálním tvarem prasečího hrudníku a upraveným. (d) Oblast symetrické difference pro oba tvary hrudníku jako funkce počtu zachovaných Fourierových koeficientů [15].</i>	31
<i>Obrázek 12: 58 subjektů, které byly skenovány v „A“ pozici během dýchání. Subjekti měli na sobě během skenů úplně oblečení, takže změna tvaru těla během dýchání byl evidentní. Byli požádáni o různé typy dýchání: normální, dýchání hrudníkem a dýchání břichem. Kompletní data obsahují 2807 3D sítí [16].</i>	32
<i>Obrázek 13: Změna tvaru během dýchání. Několik příkladů získaných sítí a jakou mají odchylku od střední hodnoty tvaru subjektu. Zde jsou vidět modely v normální pozici, tedy pozici „A“. Teplé barvy znázorňují větší vzdálenosti od střední hodnoty (červená se přibližně rovná 1 cm a modrá 0 cm) [16].</i>	33
<i>Obrázek 14: Zjednodušený válcový model hrudníku [17].</i>	34
<i>Obrázek 15: Ideální válcové modely, a)model složený z jedné válcové části, b)model složený ze dvou válcových částí [17]</i>	34
<i>Obrázek 16: Kinnenův model hrudníku [17].</i>	35
<i>Obrázek 17: Zjednodušený Sakamotoův model hrudníku, a)model lidského těla, b)řez modelem, c) řez modelem [17].</i>	35
<i>Obrázek 18: 3D model hrudníku ve fázi a) nádechu b)výdechu [17].</i>	36
<i>Obrázek 19: Schéma funkce simulačního frameworku</i>	37
<i>Obrázek 20: Vybraný CT sken hrudníku [18]</i>	38
<i>Obrázek 21: Binarizace plic</i>	38
<i>Obrázek 22: Segmentace plic</i>	39
<i>Obrázek 23: Interpolace bodů pro plíce a okolí hrudníku.</i>	39
<i>. Obrázek 24: 3D FEM model plic</i>	40

<i>Obrázek 25: Blokové schéma návrhu řešení diplomové práce</i>	<i>41</i>
<i>Obrázek 26: Uživatelské rozhraní.....</i>	<i>42</i>
<i>Obrázek 27: Vyskakovací okno pro spuštění EIDORS.....</i>	<i>42</i>
<i>Obrázek 28: Vybraný originální CT sken.....</i>	<i>43</i>
<i>Obrázek 29: Histogram originálního vybraného CT skenu, vyznačené prahové hodnoty pro plíce a kosti (vlevo), vyznačená prahová hodnota pro okolí hrudníku</i>	<i>44</i>
<i>Obrázek 30: Zobrazení všech jednotlivých binarizací v jednom okně</i>	<i>45</i>
<i>Obrázek 31: Binarizovaný obraz okolí bez úpravových funkcí</i>	<i>45</i>
<i>Obrázek 32: Výsledný binarizovaný obraz okolí.....</i>	<i>46</i>
<i>Obrázek 33: Binarizovaný obraz plic bez úpravových funkcí</i>	<i>46</i>
<i>Obrázek 34: Výsledný binarizovaný obraz plic.....</i>	<i>47</i>
<i>Obrázek 35: Binarizovaný obraz páteře a žeber bez úpravových funkcí</i>	<i>47</i>
<i>Obrázek 36: Výsledný binarizovaný obraz páteře a žeber</i>	<i>48</i>
<i>Obrázek 37: Zobrazení všech jednotlivých segmentací v jednom okně</i>	<i>48</i>
<i>Obrázek 38: Segmentace okolí hrudníku.....</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 39: Segmentace plic</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 40: Segmentace páteře a žeber</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 41: Vyskakovací okno pro určení počtu Fourierových komponentů v CT skenu.....</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 42: Vyskakovací okno pro nastavení parametrů modelu</i>	<i>52</i>
<i>Obrázek 43: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body.....</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 44: Vyskakovací okno pro vložení frekvence střídavého proudu pro přidání impedance</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 45: 3D FEM model okolí hrudníku s přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz.....</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 46: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body.....</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 47: 3D FEM model okolí hrudníku s plícemi a přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz..</i>	<i>55</i>
<i>Obrázek 48: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body.....</i>	<i>56</i>
<i>Obrázek 49: 2D FEM model okolí hrudníku s páteří a žebry a přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz.....</i>	<i>56</i>
<i>Obrázek 50: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body.....</i>	<i>57</i>
<i>Obrázek 51: 2D FEM celkový model a přidanou impedancí pro frekvenci 50kHz.....</i>	<i>57</i>
<i>Obrázek 52: Nevhodně zvolený CT sken (vlevo)[29], vhodně zvolený CT sken (vpravo)[28]</i>	<i>58</i>
<i>Obrázek 53: Histogram originálního obrazu, prahové hodnoty pro plíce a kosti (vlevo), prahová hodnota okolí hrudníku (vpravo) ve formátu JPG</i>	<i>59</i>
<i>Obrázek 54: Histogram testovacího obrazu ve formátu DICOM</i>	<i>59</i>
<i>Obrázek 55: Příklady testovacích CT skenů a jejich binarizace daných struktur.....</i>	<i>60</i>
<i>Obrázek 56: Příklady testovacích CT skenů od obou pacientů a jejich segmentace daných struktur ..</i>	<i>61</i>
<i>Obrázek 57: Testovací CT sken s interpolačními hranicemi a jeho 2D FEM model.....</i>	<i>62</i>
<i>Obrázek 58: Testovací CT sken s interpolačními hranicemi a jeho 2D FEM model.....</i>	<i>62</i>
<i>Obrázek 59: Červená segmentační křivka a modrá interpolační křivka pro okolí hrudníku.....</i>	<i>63</i>
<i>Obrázek 60: Červená segmentační křivka a červená interpolační křivka pro plíce</i>	<i>65</i>
<i>Obrázek 61: Červená segmentační křivka a zelená interpolační křivka pro páteř a žebra</i>	<i>67</i>
<i>Obrázek 62: Červená segmentační křivka a barevné interpolační křivky pro všechny struktury v hrudníku</i>	<i>69</i>
<i>Obrázek 63: Červená segmentační křivka a barevné interpolační křivky pro všechny struktury v hrudníku.....</i>	<i>71</i>

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Hodnoty vodivosti pro jednotlivé struktury pro frekvenci 1 kHz [26]</i>	<i>18</i>
<i>Tabulka 2: Hodnoty vodivosti pro jednotlivé struktury pro frekvenci 50 kHz [26]</i>	<i>19</i>
<i>Tabulka 3: Hodnoty vodivosti pro jednotlivé struktury pro frekvenci 100 kHz [26]</i>	<i>19</i>
<i>Tabulka 4: Přehled některých hodnot Haunsfieldových jednotek [24]</i>	<i>22</i>
<i>Tabulka 5: Části hrudník a jejich intervaly prahových hodnot.....</i>	<i>44</i>
<i>Tabulka 6: Tabulka všech parametrů použitých v modelu a jejich možná nastavení[18]</i>	<i>51</i>
<i>Tabulka 7: Tabulka prahových hodnot pro originální a testovací CT sken.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabulka 8: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu okolí hrudníku.....</i>	<i>64</i>
<i>Tabulka 9: Statistické zhodnocení rozdílu ploch.....</i>	<i>64</i>
<i>Tabulka 10: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu plic</i>	<i>66</i>
<i>Tabulka 11: Statistické zhodnocení rozdílu ploch.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabulka 12: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu páteře a žeber</i>	<i>68</i>
<i>Tabulka 13: Statistické zhodnocení rozdílu ploch.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabulka 14: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body celkového FEM modelu</i>	<i>70</i>
<i>Tabulka 15: Statistické zhodnocení rozdílu ploch.....</i>	<i>70</i>
<i>Tabulka 16: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body celkového testovacího FEM modelu</i>	<i>72</i>
<i>Tabulka 17: Statistické zhodnocení rozdílu ploch.....</i>	<i>72</i>
<i>Tabulka 18: Porovnání 2D FEM modelu originálního CT skenu a testovacích CT skenů</i>	<i>73</i>
<i>Tabulka 19: Porovnání statistických údajů pro 2D FEM model originálního CT skenu a testovacích CT skenů.....</i>	<i>73</i>

1 Úvod

Pohyby hrudníku, konkrétně pohyby hrudní a břišní stěny, jsou jednou z nejvíce variabilních a subjektivních pohybů lidského těla. Tyto pohyby mají důležitou úlohu ve fyziologii dýchání. Hrudní a břišní stěna se skládá, jak z kosterního, tak svalového aparátu a celkově tvoří dýchací systém člověka. Právě tyto pohyby a změny fyziologie vnitřních orgánů hrudníku, lze snímat neinvazivně pomocí elektrické impedanční tomografie.

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je pomalu rozvíjející se zobrazovací metoda pro diagnostická vyšetření v lékařství. Tato neinvazivní metoda využívá různé elektrické vodivosti tkáně, kdy výsledkem je obraz vnitřního rozložení impedance tkáně v měřené oblasti. EIT zdaleka nedosahuje takových zobrazovacích výsledků jako například CT, proto se využívá nejčastěji jen pro zobrazení v oblasti hrudníku k diagnostice dýchacích cest. Výhodou EIT je nejen absence ionizujícího záření, malé rozměry a s nimi související variabilita jednoduchého přenosu zařízení, ale hlavně velmi nízká cena vzhledem k ostatním zobrazovacím metodám.

Rekonstrukční algoritmy v elektrické impedanční tomografii se dělí podle použitého přístupu metody na deterministické a stochastické. Tato práce se zaměřuje na principy 3D modelování, konkrétně modelování lidského hrudníku. Existuje několik metod pro toto modelování, ty nejznámější z nich jsou popsány v této práci, jsou to: 3D model lidského hrudníku založený na pružinovém elementu, 3D model celého těla získán na základě snímání speciálním snímačem, zjednodušené modely (zjednodušený model hrudníku, ideální válcový model, Kinnenův model hrudníku, Sakamotův model hrudníku a 3D model hrudníku) a FEM model hrudníku, který je použit v této práci. Cílem této práce je vytvoření simulačního frameworku, který na základě 3D FEM modelu hrudníku bude simulovat reálné fyziologické impedanční hodnoty jednotlivých struktur. Správnost a kvalita simulace bude otestována a zhodnocena v závěru práce.

V kapitole 2 je rozebrána problematika kineziologie hrudníku, tedy kosterním a svalovým dýchacím aparátem. Kapitola 3 obsahuje informace o bioimpedanci, tato kapitola se dále zabývá problematikou bioimpedančního signálu a druhy elektrod pro měření bioimpedance. V kapitole 4 je popsána elektrická impedanční tomografie, konkrétně pak inverzní úloha a samotná elektrická impedanční tomografie hrudníku, včetně informace o Haunsfieldových jednotkách, tedy CT číslech. Kapitola 5 je věnována samotné rekonstrukci obrazu a jsou zde popsány různé rekonstrukční algoritmy. V kapitole 6 je rozebrána problematika 3D modelování a konkrétní typy 3D modelů hrudníku, včetně FEM modelu.

Samotný návrh výběru CT skenu pro další zpracování a uživatelské rozhraní je rozebráno v kapitole 7. Kapitola 8 je věnována realizaci daného problému. Tedy je zde rozebráno vytvoření uživatelského prostředí, kde patří segmentace daných částí CT skenu, tvorba 3D modelů těchto částí, tvorba celkového 3D modelu hrudníku a simulace dat na tomto modelu. Samotným testováním daného modelu se zabývá kapitola 9. V kapitole 10 je zahrnuto vyhodnocení správnosti a přesnosti jednotlivých 3D FEM modelů, jak pro originální CT sken, tak pro testovací CT skeny. Celá práce je shrnuta v kapitole 11 v závěru.

2 Kineziologie hrudníku

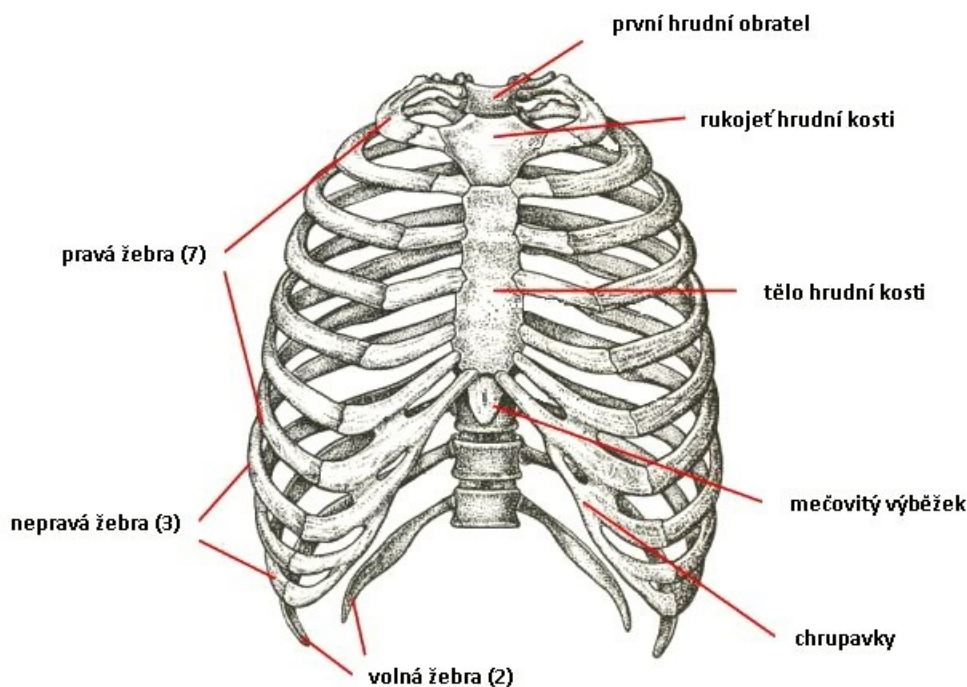
Kineziologie je věda zabývající se mechanickými zákonitostmi pohybového ústrojí. Tato kapitola se bude zabývat kineziologií lidského hrudníku, konkrétně pohybovými možnostmi hrudní a břišní stěny při dýchání a při uplatnění břišního lisu. Hrudní a břišní stěna totiž hrají významnou roli v udržování polohy těla, pomáhají u dýchání a podílejí se na dynamice axiálního systému[19]. Následující podkapitoly se zabývají jednotlivými subsystémy hrudníku a jejich vztahu k dýchání [19].

2.1 Hrudník

Hrudník má dvě základní funkce. První funkce hrudníku je ochranná, neboť chrání vnitřní orgány, které jsou uloženy v mezihrudí, jako jsou srdce, plíce, velké cévy, jícn a další. Další funkcí hrudníku je vytvářet rigidní oporu pro svaly zabezpečující dýchací pohyby i při současných pohybech hrudní páteře.

Kostra hrudníku je tvořena dvanácti hrudními obratly, dvanácti páry žebíř a hrudní kostí. Tyto kosti, které jsou vzájemně spojené vazy, chrupavkami a klouby, ohraničují spolu se svaly hrudní dutinu. Hrudní dutina je bránicí oddělena od břišní dutiny a dotýká se prostor a útvarů na krku.

Tvar hrudníku ovlivňuje především sklon žebíř a jejich zakřivení. Délku obvodu hrudníku významně ovlivňuje nádech a výdech, tedy značné dýchací exkurze a poměrně dobrá ventilační výkonnost [19].



Obrázek 1: Popis kostí hrudníku [20]

2.1.1 Funkční anatomie hrudníku

Žebra se při dýchání zdvihají, klesají a otáčejí se kolem osy kostovertebrálních kloubů, tedy kolem osy, která vede krčkem žebra. Vzhledem k různému průběhu osy rotace tzv. horních

a dolních žebber je pohyb hrudníku jako celku dost komplikovaný a individuálně take značně různorodý.

Při zkoumání dýchacích pohybů se vychází z koncepce tzv. tří sektorů nebo tří partií hrudníku.

1. Dolní sektor hrudníku (břišní, abdominální) se nachází pod dolním otvorem hrudníku. Anatomicky se na stavbě sektoru účastní břišní svaly včetně jejich začátků na chrupavčité části nepravých žebber a na hrudní kosti.
2. Střední sektor hrudníku (dolní hrudní) je na hrudní páteři omezen úsekem Th₆-Th₁₂ a pátým až dvanáctým žebrem.
3. Horní sektor hrudníku (horní hrudní, apikální) začíná asi od C₄ po Th₃₋₄ a od horního otvoru hrudníku k pátému žeboru.

Při klidném dýchání se nejdříve zaktivuje dolní hrudník, pak střední a nakonec horní hrudní sektor. Tomuto říkáme dechová vlna. Žebra dolního sektoru rotují kolem osy, která se blíží k sagitální rovině. Tzn., že při nádechu, který je vždy spojen s elevací žebber, se rozšiřují dolní partie hrudníku více do stran. Ve středním sektoru hrudníku, kde osy krčků žebber směřují spíše frontálně, se hrudník rozšiřuje především v předozadním směru. Horní sektor se při klidném dýchání nezapojuje.

Pro aktivaci dolní, resp. střední části hrudníku se někdy užívá nepřesné označení břišní, resp. hrudní dýchání. U řady lidí převládá sice jeden nebo druhý typ dýchání, ale individuální různorodost je značná. Typ dýchání se může i v dospělosti významně měnit.

Obvykle se předpokládá, že obě poloviny hrudníku se na dýchacích pohybech podílejí symetricky. Symetrie dýchacích pohybů je závislá na postavení hrudní páteře a postavení pletenců hrudních končetin. Úklon trupu dýchací pohyby omezuje na straně úklonu a zvětšuje jejich rozsah na straně opačné. Proto poloha na pravém boku zvětšuje dýchací exkurze levé poloviny hrudníku a naopak [19].

2.1.2 Kinetika hrudníku

V kineziologii hrudníku se většinou klade důraz na pohyb žebber. Velmi významné jsou ale i pohyby hrudní části páteře. Pohyby hrudní páteře totiž zabezpečují dynamiku dýchání a naopak dýchání je spojeno s dynamikou páteře.

Kostra hrudníku svým tvarem, stavbou a spojením jednotlivých kostí tvoří konstrukční předpoklady pro realizaci dýchacích pohybů. Aktivní pohyb, tj. především nádech, je uskutečňovaný pomocí dýchacích svalů.

Dýchací svaly dohromady tvoří funkční celek. Z hlediska mechaniky dýchacích pohybů dělíme zúčastněné svaly na:

1. primární vdechové, inspirační svaly: zevní mezižeberní svaly a bránice,
2. pomocné inspirační svaly: kloněné svaly, nadjazylkové a podjazylkové svaly, zdvihač hlavy, hrudní (prsí svaly), pilovité svaly a široký sval zádový (jen při abdukci paže),
3. primární expirační svaly: vnitřní mezižeberní svaly,
4. pomocné expirační svaly: břišní sval, napřimovač trupu, pilovité svaly a čtvercový bederní sval.

Primární expirační svaly jsou relativně málo účinné. Výdech – expirium – je proto převážně pasivní process, zajišťující pružnost plicního vaziva a elasticitu hrudní stěny. Pokud vydechujeme bez odporu, tedy s otevřenými ústy, postačí pružnost všech dýchacích komponent a gravitační síla působící na vzpřímený trup. Při výdechu nosem se expirační svaly již mírně zaktivují.

Expirační svaly se uplatňují při dýchání proti odporu. Obecně však platí, že expirium je vzhledem k akumulaci energie elastickými strukturami méně energeticky náročné než inspirium[19].

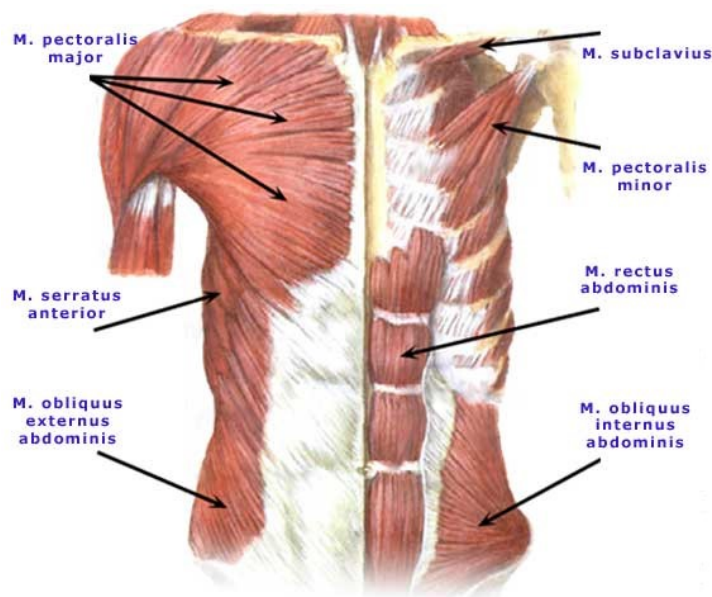
2.2 Dýchací svaly

Dýchací svaly můžeme sice rozdělit, jak již bylo zmíněno v předchozí podkapitole, podle různých hledisek, ale přes určité zjednodušení, je pro klidové, fyziologické dýchání rozhodující komplex svalů hrudní stěny, bránice a svaly břišní stěny.

Svaly hrudní stěny jsou tvořeny: velkým a malým prsním svaem, předním pilovitým svaem a mezižeberními svaly. Velký prsní sval, *m. pectoralis major*, je mohutný sval, který překrývá přední plochu hrudníku. Snopce svalu se vějířovitě překrývají a všechny se sbíhají k rameni. Upíná se ke klíční kosti. Při fixaci horní končetiny se stává pomocným vdechovým svaem. Malý prsní sval, *m. pectoralis minor*, je pomocný vdechový sval, táhnoucí lopatku (kloubní jamku ramenního kloubu) do polohy při předpažení. Sval bývá hmatný jako nízká řasa pod zevním okrajem velkého prsního svalu. Pilovitý přední sval, *m. serratus anterior*, je pomocný vdechový sval, který tahem za vnitřní okraj a dolní úhel lopatky vytáčí lopatku ven. Toto vytočení je mimojiné podmínkou elevace paže nad horizontálu. Je-li sval dobře vyvinutý, jsou jeho zuby při elevaci horní končetiny viditelné a svalovou hmotu lze pohmatem i vyšetřit. Zevní mezižeberní svaly, *mm. intercostales externi* zvedají žebra – proto jsou především vdechovými svaly, plní i funkci pružné výplně mezižebří. Vnitřní mezižeberní svaly, *mm. intercostales interni* snižují žebra a jsou proto výdechovými svaly. Bránice, *m. diaphragma* má dvě hlavní funkce:

1. je hlavním nádechovým svaem (60-70%),
2. svým tlakem se také účastní na vzniku břišního lisu.

Dýchací pohyby bránice jsou v podstatě pístové exkurze bráničních kleneb (1-3 cm), při kterých se pohybují prakticky jen klenby, zatímco střed bránice, který je tvořen převážně šlachami, je nehybný. Při nádechu se zároveň s bránicí smršťují i zevní mezižeberní svaly [19].



Obrázek 2: Popis svalů trupu [21]

2.2.1 Kineziologie břišní stěny

Břišní stěna je tvořena: zevním a vnitřním šikmým břišním svaem, příčným břišním svaem a čtvercovým bederním svaem. Břišní svaly se rozpínají mezi dolním obvodem hrudníku a horním okrajem pánve. Jde o ploché a široké svaly, které se podílejí na tvorbě břišní stěny, účastní se kinetiky páteře, tvorby břišního lisu a dýchání.

Přímý břišní sval, *m. rectus abdominis* je sval, stahující žebra dolů (jde o výdechový sval) a předklání trup. Břišní lis je důležitým účastníkem při udržování polohy břišních orgánů v jejich anatomické poloze. Tlak na stěny dutých orgánů zajišťuje také jejich vyprazdňování. Břišní lis se také uplatňuje i při kašli a kýchání. Svalová kontrakce břišních svalů je v těchto případech kombinována uzávěrem některých částí dýchacích cest, čímž se výrazně zvyšuje tlak a rychlost proudícího vzduchu. Zevní šikmý břišní sval, *m. obliquus externus* patří do břišního lisu. Vnitřní šikmý břišní sval, *m. obliquus internus abdominis* spolupracuje se zevním šikmým svaem. Šikmé břišní svaly tvoří v břišní stěně takzvanou „šněrovačku“, která při smrštění svalů stahuje v pase stěnu trupu do tvaru písmene X. Vzniká tak „škrtící pás“, který připomíná svojí funkcí právě šněrovačku. Oba tyto šikmé břišní svaly jsou proto i významné výdechové svaly. Příčný břišní sval, *m. transversus abdominis* se podílí především na vzniku břišního lisu a výdechu. Čtvercový bederní sval, *m. quadratus lumborum* nastavuje prostřednictvím bederní páteře přesný stupeň uvolnění bránice, který je nezbytný pro pomalý a přesně dávkovaný výdech při řeči a zpěvu [19].

3 Bioimpedance

Bioimpedance zkoumá některé pasivní elektrické vlastnosti tkání, např. schopnost odporu (impedance) toku elektrického proudu. Bioimpedanční metody používají elektrody s galvanickou vazbou na tkáň. Tkáň lze považovat z hlediska jejich elektrických vlastností za objemový vodič nebo dielektrikum.

Bioimpedance zkoumá tzv. biomateriály, ať už jsou to materiály, které žijí, žily, či vykazují potenciál pro život. Jedná se o rostliny, ovoce, vejce, ryby, zvířata a v neposlední řadě hlavně o lidské tělo. Může to být také nekrotický biologický materiál, jako jsou vlasy nebo nehty, či vyříznutý materiál, jako je sval či kousek rohovky.

Základním stavebním prvkem pro měření bioimpedance je buňka obklopená elektrolytem. Buňka mimo jiné vykazuje tzv. endogenní polarizaci vlivem sodíko-draslíkové pumpy. Bioimpedance naopak využívá exogenní polarizace, kdy na buňku působí polarizace zvenčí. Tato exogenní energie může být uložena nebo se rozptýlí v dielektriku.

Dielektrikum je v podstatě jakýkoliv materiál, nejčastěji se jedná o suchý izolant, který je umístěn mezi deskami kondenzátoru. Elektrostatické pole není schopno projít kovem, ale může projít dielektrikem. Nejvýznamnější elektrickou vlastností dielektrika je permitivita ϵ . Permitivita udává vliv látky na elektrické pole. Za stejných podmínek platí, že vodivost Y , impedance Z tzn. převrácená hodnota Y a permitivita ϵ mají stejný význam jen jinak prezentovaný.

Elektrické vlastnosti tkání jako je permitivita či vodivost jsou obvykle závislé na morfologických strukturách daných tkání. Obecně lze říci, že každá jednotlivá tkáň v lidském těle vykazuje jinou vodivost a permitivu, jedná se o heterogenní tkáň. Různorodost vodivostí u jednotlivých struktur lidského těla lze vidět v příložených tabulkách pod textem. Tedy jiné elektrické vlastnosti budou vykazovat svalová vlákna, šlachy, nervová vlákna nebo krevní cévy. Tyto struktury však mohou být i tak malé, že celková měřená tkáň je potom považována za makroskopicky homogenní.

Impedance je tedy poměr mezi napětím a proudem. Tato závislost platí u stejnosměrného a střídavého proudu. Admitance (vodivost) je opakem impedance, jelikož tkáň toku proudu neodporuje, ale propouští jej. Souhrnný název pro impedanci a admitanci je imitance, proto se v některých literaturách objevuje název bioimitance, který je narozdíl od bioimpedance z elektrického hlediska přesnější. Některé hodnoty vodivostí, pro vybrané struktury a frekvence využívané v lékařství při měření impedance, lze vidět v následujících tabulkách [2].

Tabulka 1: Hodnoty vodivostí pro jednotlivé struktury pro frekvenci 1 kHz [26]

Struktura	Vodivost (S/m)	Struktura	Vodivost (S/m)
Vzduch	0	Plíce	0,0795
Krev	0,7	Játra	0,0414
Kosti	0,0202	Mozek	0,119
Svaly	0,321	Srdce	0,106
Tuk	0,0417	Nervy	0,0288
Voda	0	Ledviny	0,113

Tabulka 2: Hodnoty vodivosti pro jednotlivé struktury pro frekvenci 50 kHz [26]

Struktura	Vodivost (S/m)	Struktura	Vodivost (S/m)
Vzduch	0	Plíce	0,103
Krev	0,701	Játra	0,072
Kosti	0,0206	Mozek	0,148
Svaly	0,352	Srdce	0,195
Tuk	0,0433	Nervy	0,0693
Voda	0	Ledviny	0,159

Tabulka 3: Hodnoty vodivosti pro jednotlivé struktury pro frekvenci 100 kHz [26]

Struktura	Vodivost (S/m)	Struktura	Vodivost (S/m)
Vzduch	0	Plíce	0,107
Krev	0,703	Játra	0,0846
Kosti	0,0208	Mozek	0,148
Svaly	0,362	Srdce	0,215
Tuk	0,0434	Nervy	0,0808
Voda	0	Ledviny	0,171

3.1 Bioimpedanční signál

Bioimpedanční signál se generuje vhodnou indikací střídavého proudu o frekvenci desítek kHz do tkáně. Na jiném místě na povrchu těla je snímán pomocí napěťových elektrod signál, tedy to napětí, které vzniká při průchodu indukovaného proudu tkání. Jeho velikost závisí na impedanci tkáně. Impedance tkáně je dána různými jejími vlastnostmi (druhem, objemem, prokrvením apod.). Bioimpedanční signál nese informaci o těchto vlastnostech [1].

3.2 Elektrody pro měření bioimpedance

Bioimpedance může být měřena tzv. biopotenciálovými elektrodami. Lidské tělo je vodičem druhého druhu, neboť vede proud prostřednictvím volných iontů. V elektrotechnice se však používají vodiče prvního druhu, tedy kovy, které vedou proud volnými elektrony. Snímače tedy musí zajistit spolehlivé vodivé spojení mezi těmito dvěma vodiči.

Biopotenciálové elektrody jsou aktivními snímači, tzn. zdrojem elektrické energie, zdrojem signálu. Tyto elektrody se mohou dělit podle druhu vyšetřované tkáně na povrchové, podpovrchové či mikroelektrody. Nejčastěji používané jsou povrchové elektrody, které jsou určeny pro neinvazivní snímání. Podpovrchové elektrody slouží k invazivnímu snímání nebo trvalé implantaci. Mikroelektrody jsou nejčastěji používány při experimentálních měřeních na izolovaných buňkách či vláknech. Biopotenciálové elektrody lze dále rozdělit podle konstrukčního provedení, jako je použitý elektrodový materiál, mechanické provedení, přizpůsobení místu snímání a druh biosignálu, pro jehož snímání jsou určeny [1].

Při měření bioimpedance se používá obvykle bipolární či tetrapolární zapojení elektrod [2].

4 Elektrická impedanční tomografie

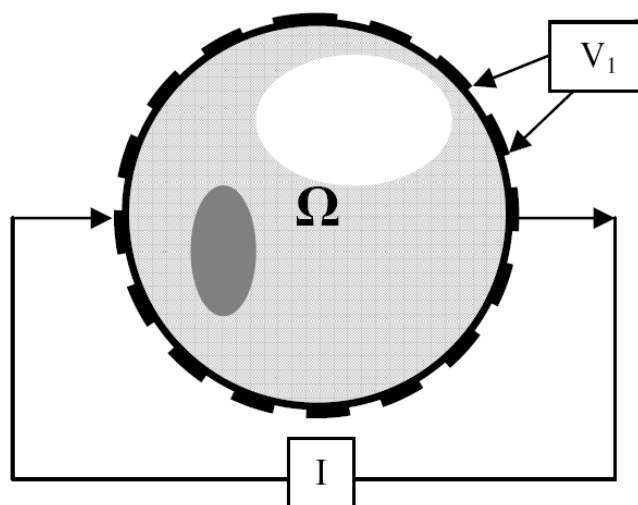
Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní, přenosná, cenově dostupná lékařská zobrazovací metoda, k dispozici u lůžka pacienta (obzvláště na jednotkách intenzivní péče), nevyužívající ionizujícího záření, ale využívající elektrické proudy o frekvencích v určitém rozsahu pro zobrazení elektrických vlastností tkání a vnitřních struktur těla. Na základě různých elektrických vlastností (impedance, vodivost) jednotlivých tkání existují výrazné rozdíly mezi fyziologickými a patologickými tkáněmi. Toto měření elektrických vlastností přináší nové možnosti v lékařské zobrazovací technice, a to konkrétně v lékařské diagnostice, klinickém vyšetření, screeningu či při kontinuálním monitorování funkcí pacienta u lůžka. Kromě statického zobrazení umožňují některé systémy zaznamenat také dynamické změny nebo vytvořit 3D obraz měřené oblasti. Konkrétními aplikacemi pro měření EIT hrudníku, které jsou stále ve fázi vývoje, mohou být monitorování ventilační distribuce v plicích, plicní embolie, srdeční výdej a monitorování dalších fyziologických a biologických parametrů [3], [4], [9], [11].

4.1 Princip metody

EIT systém je složen ze zdroje proudu, vysílačích a měřících elektrod, zesilovačů signálů a obvodů pro zpracování signálu. Tato metoda je založená na aplikaci proudu, který je zaznamenáván, při své cestě měřenou tkání, elektrodami, které jsou umístěny na povrchu těla, ve formě měřeného napětí. Z tohoto výsledného naměřeného napětí je možné vytvořit obraz resistivity struktur a tkání uvnitř těla [3], [5].

Používá se výhradně zdroj střídavého proudu, protože při použití zdroje stejnosměrného proudu by mohlo dojít k vytvoření polarizované vrstvy s nábojem na rozhraní elektroda-povrch těla, což by mohlo vést ke zkreslení výsledných hodnot. Pro získání obrazu metodou EIT se aplikuje proud na povrch zkoumaného objektu, jehož amplituda špička – špička dosahuje maximálně 1mA a frekvence leží v rozmezí 1kHz až 100kHz. Pro přesné vyslání proudů do objektu musí mít proudové zdroje ideálně nekonečnou výstupní impedanci. Velikost proudů musí dodržovat určité limity, aby se nepoškodila tkáň a nestimulovaly buňky. Elektrody vyšlou do objektu střídavé proudy, které uvnitř objektu vyvolají rozložení potenciálu, který je ovlivněn elektrickými vlastnostmi vnitřních struktur objektu. Hladiny se shodným potenciálem (tzv. izopotenciální hladiny) jsou vždy kolmé na směr šíření proudů. Tyto proudy procházejí objektem v uzavřených smyčkách dle Kirchhoffových zákonů. Rozložení izopotenciálních hladin vytváří na povrchu objektu tzv. napěťové profily, které jsou zaznamenány měřícími elektrodami [3], [12].

Například při použití 16 elektrod, které se umístí po celém obvodu kruhového média, se k vysílání proudu obvykle používá jedna dvojice elektrod a napětí se potom snímá mezi velkým počtem dvojic elektrod. Takto se získá $16 \times 13 = 208$ měření napětí. Polovina hodnot, konkrétně 104 je nezávislá, druhá polovina odpovídá převráceným hodnotám [3].



Obrázek 3: Ukázka 16 – ti elektrodového systému EIT, kdy se měří napětí V_1 mezi elektrodami při průchodu proudu I přes jádro Ω [5].

4.2 Dopředné řešení a inverzní úloha

Hlavním cílem EIT je vytvořit obraz vnitřního rozložení impedance určitého objektu, k tomuto se využívá inverzní úlohy a následně dopředného řešení.

Dopředné řešení úlohy je postup v EIT, kdy k nalezení jednoznačného výsledku dojde využitím známého fyzikálního modelu. Takovéto úlohy mají obvykle jednoznačné řešení, které není citlivé k malým změnám ve vstupních datech. Tímto se získají pro známou hodnotu vodivosti a zadaný proud hodnoty napětí na povrchu elektrod [6]. V EIT se pro vyřešení dopředné úlohy nejčastěji používá metoda konečných prvků (FEM - Finite Element Method), kdy je měřená oblast rozdělena dle vodivosti na několik jednotlivých elementů. Dopředná úloha je posléze řešena pro každý element zvlášť [7].

Opakem k dopředné úloze je inverzní úloha, kterou lze chápat jako hledání příčiny daného efektu. Tyto inverzní úlohy nemají vždy jasná a stabilní řešení a malé změny ve vstupních datech mohou způsobit velké změny ve výsledku. Touto úlohou lze naopak získat neznámé rozložení vodivosti k zadanému proudu a naměřeným hodnotám napětí [6].

4.3 EIT hrudníku

Elektrická impedanční tomografie je velmi slibná medicínská zobrazovací metoda pro monitorování distribuce ventilace v plicích. Pro EIT hrudníku jsou využívány elektrody, které jsou umístěny stejnoměrně za sebou na povrchu hrudníku po jeho obvodu, z naměřených dat z těchto elektrod se dále rekonstruuje vodivostní mapa příčného řezu těla.

Každá struktura, respektive typ tkáně v hrudníku má různé hodnoty vodivosti. Tyto vodivosti se mění v závislosti na změně frekvence indukovaného střídavého proudu. Díky těmto vodivostním hodnotám lze měřit jednotlivé impedance vnitřních orgánů a tkání.

Schopnost EIT měřit regionální distribuci ventilace byla ověřena pomocí jednofotonové emisní výpočetní tomografie (SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography), výpočetní tomografie (CT - Computed Tomography) a pozitronové emisní tomografie (PET –

Positron Emission Tomography). Žádné jiné současně dostupné technologie nemohou poskytnout sledování regionálního funkčního stavu plic v reálném čase. Ačkoliv tyto informace by mohly pomoci při prevenci ventilátorem indukovaného poškození plic (VILI – Ventilator-Induced Lung Injury), klinické aplikaci EIT brání problémy v interpretaci výsledných obrazů. Porovnání těchto zobrazovacích metod s EIT si lze přečíst v následující kapitole [4].

4.4 Haunsfieldovy jednotky

Haunsfieldovy jednotky (HU), neboli CT čísla vyjadřují kvantitativní hodnocení absorpčních vlastností tkání. Tvůrcem těchto Haunsfieldových jednotek byl Sir Godfrey Hounsfield, po kterém byly rovněž pojmenovány. Jednotky jsou získány lineární transformací měřených útlumových koeficientů. Transformace je získána skrze následujících definic vody a vzduchu:

- hustota destilované vody o standardní teplotě a tlaku = 0 HU
- hustota vzduchu o standardní teplotě a tlaku = -1000 HU

Haunsfieldovy jednotky jsou měřeny a využívány v různých odvětvích klinických aplikací. Výpočet těchto jednotek je následující [22],[23]:

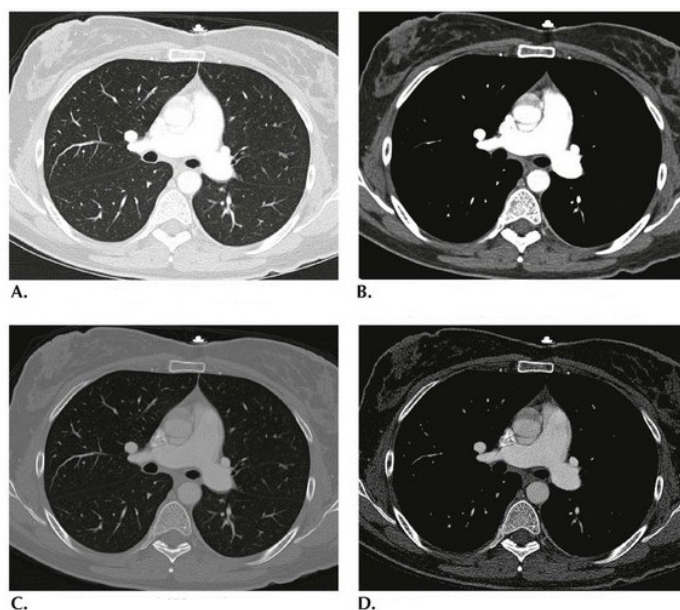
$$CT = K \cdot \frac{\mu_{tkáně} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}}, \quad (4.1)$$

kde $K = 1000$,

$\mu_{vody} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$.

Tabulka 4: Přehled některých hodnot Haunsfieldových jednotek [24]

Materiál	Haunsfieldovy jednotky (HU)
Vzduch	-1000
Plíce	-500 až -200
Tuk	-200 až -50
Voda	0
Krev	25
Svaly	25 až 40
Kosti	200 až 1000



Obrázek 4: Zobrazení Haunsfieldových jednotek ve skenech, A.)Plíce – úroveň -550, šířka 1600, B.)Měkká tkáň – úroveň 70, šířka 450, C.)Kosti – úroveň 570, šířka 3077, D.)Kosti – úroveň 455, šířka [25]958[25]

5 Rekonstrukce obrazu

Rekonstrukce obrazu v lékařství se dá realizovat řadou různých způsobů, mezi ty nejznámější patří: Fourierova rekonstrukce, Projekce a Radonova transformace, Prostá zpětná projekce, Filtrovaná zpětná projekce.

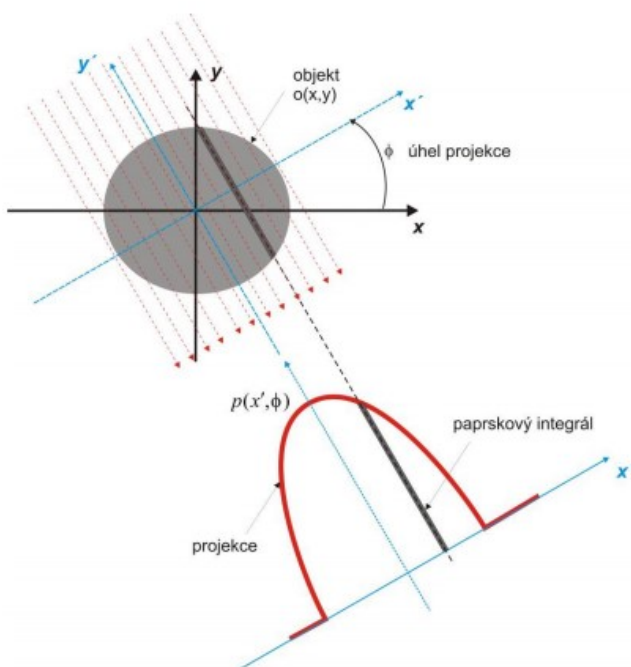
U rekonstrukce obrazu v EIT jsou rovněž používány různé rekonstrukční metody. Tyto metody se mohou dělit na deterministické, stochastické a rekonstrukce obrazu pomocí neuronových sítí.

Základním problémem pro rekonstrukci obrazu v EIT je nelineárnost průtoku elektrického proudu nehomogenním prostorem vodiče. Proud se šíří ekvipotenciálními liniemi přes měřený objekt [8].

5.1 Projekce a Radonova transformace

Projekcí daného úhlu $p(x', \phi)$ zobrazovaného objektu $o(x, y)$ se jedná o soubor paprskových integrálů opatřených z jednoho směru snímání. Paprskový integrál představuje celkové zeslabení toku fotonů rtg záření měřený ve sloupci tkáně y' v daných pozicích osy x' (Obrázek 5).

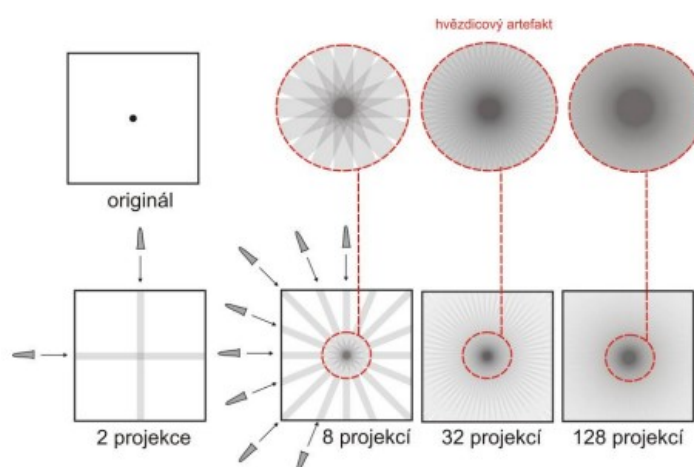
Jednotlivé projekce jsou postupně ukládány do vytyčené oblasti nazývané Radonův prostor. Radonovou transformací se rozumí postupné naplnění Radonova prostoru souborem projekcí snímaných pod různě měnícími se úhly ϕ . Radonův prostor je v podstatě obrazová matice $f(x, y)$, kde osa x reprezentuje jasovou výchylku příslušné projekce v místě měření vzdálené od středu osy x' , osa y představuje úhel pořízené projekce – sinogram. Sinogram slouží pro dočasné uložení dat k následné rekonstrukci obrazu [8].



Obrázek 5: Projekce, paprskový integrál [8].

5.2 Prostá zpětná projekce

Zpětná projekce je matematický proces založen na trigonometrii, který se snaží o získání obrazu v inverzním pořadí než Radonova transformace. Prostá zpětná projekce je nejjednodušší metodou rekonstrukce obrazu. Využívá zpětného promítání jednotlivých projekcí z Radonova prostoru do prázdného prostoru pod úhlem, pod nímž vznikla. Sečtením těchto matic se získá rekonstruovaný obraz. Nevýhodou této metody je značné rozostření obrazu, které je způsobeno promítáním jednotlivých projekcí přes celou oblast matice v daném směru označované jako hvězdicový artefakt. Hvězdicový artefakt lze minimalizovat vyšším počtem promítaných projekcí, ale nelze ho odstranit úplně dokonale. Tato metoda nenašla využití v praxi a tak její význam je pouze teoretický, avšak je základem pro další metodu – filtrovanou zpětnou projekci nazývanou též inverzní Radonova transformace [8].



Obrázek 6: Prostá zpětná projekce a vliv počtu projekcí na rekonstruovaný obraz [8].

5.3 Filtrovaná zpětná projekce (Inverzní Radonova transformace)

Filtrovaná zpětná projekce umožňuje zvýraznění hran objektu v obraze, minimalizovat zkreslení a zvýšit kontrast obrazu vhodným „ostřicím“ filtrem, čímž dokáže dokonale odstranit hvězdicový artefakt. Za „ostřicí“ filtr může být zde považován H-filtr. Tento použitý H-filtr se v této metodě nazývá filter ramp. Nevýhodou této metody je zvýšený výskyt šumu [8].

5.4 Fourierova rekonstrukce

Fourierova rekonstrukce je založena na tzv. projekčním řezovém teorému, který říká, že jednorozměrná Fourierova transformace projekce p_ϕ sejmutá pod daným úhlem je rovna řezu dvojrozměrné Fourierovy transformace obrazu pod tímž úhlem, jakým byla pořízena projekce [8].

5.5 Deterministické metody – elektrická impedanční tomografie

Deterministické metody rekonstrukce obrazu jsou založeny na tzv. regularizaci. Tato modifikace spočívá v přidání dalšího matematického členu, díky kterému se daný systém stává méně citlivý k malým změnám získaných měření. Ač řešení tohoto nového problému

aproximuje hledané řešení původního problému s větší odchylkou, tak se stává stabilnějším. Mezi tyto metody lze zařadit například Tichonovovu regularizaci (TRM - Tikhonov Regularization), metodu založenou na regularizaci totální variací (TV – Total Variation) nebo metodu nastavení úrovně (LSM - Level Set Method) [6].

5.6 Stochastické metody-elektrická impedanční tomografie

Stochastické metody jsou na rozdíl od deterministických metod založeny na využití teorie pravděpodobnosti, heuristických metodách nebo genetických algoritmech. Tyto metody zpracovávají hledané parametry jako náhodné veličiny. Mezi stochastické metody lze zařadit např. metodu diferenciální evoluce [6].

5.7 Rekonstrukce obrazu pomocí neuronových sítí - elektrická impedanční tomografie

Neuronová síť je v podstatě výpočetní model, kde jednotlivé jednotky-neurony jsou vzájemně propojeny a schopny vypočítat výstup ze vstupních hodnot. Neuronové sítě mají širokou škálu uplatnění, mimo jiné se dají použít pro rekonstrukci obrazu v EIT.

Neuronová síť se musí nejprve natrénovat na tzv. trénovací sadě modelů, která zahrnuje měření napětí a rozložení konduktivity, k tomuto se nejčastěji používá metoda konečných prvků (FEM). Na rozdíl od jiných rekonstrukčních metod v EIT tato metoda nevyžaduje žádné zjednodušené hypotézy o daném problému. Metoda neuronových sítí má tu výhodu, že její jednoduchá matematická formulace neklade nároky na žádné tyto předpoklady, tzn. je schopna provést inverzi přímo z FEM a určit daný signál bez jakýchkoliv dalších předpokladů a analýz [9].

Nejlepší rekonstrukční vlastnosti zatím vykazuje neuronová síť založená na radiální bazické funkci. Na rozdíl od ostatních dopředných neuronových sítí, tato neuronová síť vykazuje lepší schopnost aproximace, lepší schopnost klasifikace a rychlejší učení sítě [12].

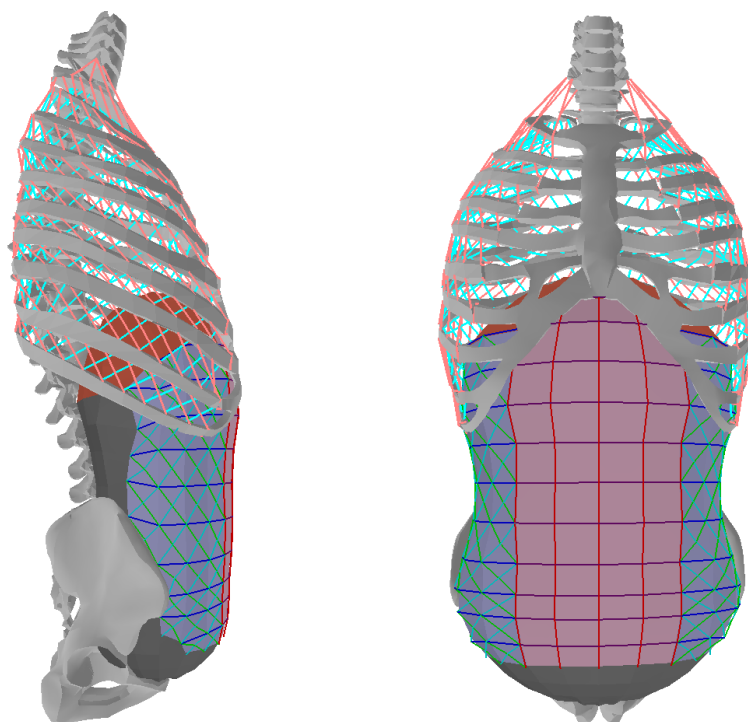
6 Principy 3D modelování a zobrazení

Rekonstrukce 3D modelů v EIT jsou zatím ještě stále ve fázi vývoje, ne všechny typy těchto modelů lze použít v klinické praxi, či v jiných aplikacích. V klinických aplikacích se tyto modely mohou použít pro sledování fyziologických projevů plic, srdce nebo naopak pro detekci patologií v této oblasti. K tvorbě 3D modelů existuje několik různých přístupů, nejvýznamnější z nich jsou popsány v kapitolách níže.

6.1 3D model lidského trupu na základě pružinového elementu

3D model lidského trupu je založen na anatomických a fyziologických vlastnostech lidského těla. K simulaci dýchání je zde využit smíšený systém pevných a pohyblivých částí. Pevné části trupu v lidském těle představují kosti a pohyblivé části zase měkké tkáně, kombinací těchto dvou částí vznikají viditelné pohyby lidského trupu, tedy dýchání.

Pro vytvoření větších svalových skupin byl odvozen jednoduchý element, který spojuje paralelně a sériově vybrané svaly. K tomuto účelu byl navrhnut pružinový element, založený na dvou základních předpokladech o reálných svalech. Za prvé anatomické svaly se mohou stahovat, ale nemohou se aktivně rozšiřovat a za druhé svaly obsahující tlumící prvek, který brání kontrakci na základě rychlosti zkrácení. Tohoto elementu se využívá k řízení jak aktivního pohybu žebér a bránice, tak k pasivnímu řízení jiných svalů, například břišních [13].

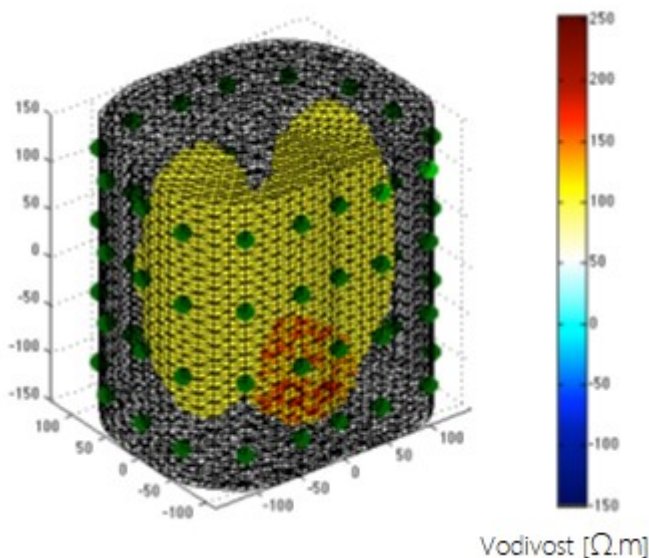


Obrázek 7: Složený trup pro simulaci dýchání. Pevné části jsou zobrazeny světle šedou barvou, pohyblivé povrchy, jako je bránice, rektus a transversální/šikmé svaly jsou vybarveny červeně, růžově a modře a dalších 1500 svalových pružin je vybarvených podle toho, ve které části trupu se nacházejí. Pánev a tmavě vybarvené plochy jsou v tomto modelu upevněny [13].

Pohyb bránice dolů při nádechu stlačuje ostatní vnitřní orgány a břišní svaly, které na toto musí být schopny reagovat. Proto je zde vytvořen objekt oválného tvaru, který zahrnuje všechny vnitřní orgány. Předpokladem pro tento objekt je, že je nestlačitelný. Kontrola dýchání je prováděna pomocí generování dvou periodických signálů kontrakcí pro minimálně dvě sady svalových skupin. Tento model byl postupně vyzkoušen na několik stylů dýchání: klidné dýchání, pomalé hluboké dýchání, těžké dýchání a silné vydechnutí [13].

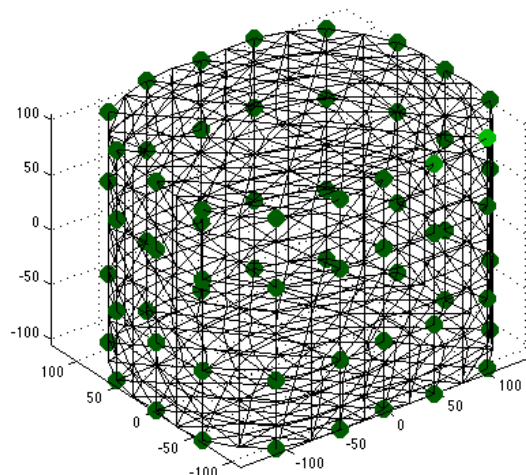
6.2 FEM - Finite Element Method model

FEM je zjednodušený simulační počítačový model, využívající 3D elektroimpedanční tomografie (EIT – Electrical Impedance Tomography) k rekonstrukci obrazu. Tento model využívá algoritmy pro dopředný a inverzní problém, tyto algoritmy jsou dostupné v softwaru EIDORS. V EIDORS lze dále nastavit tvar modelu, tvar inkluzí (vnitřní orgány), počet elektrod (nejčastěji 16), počet elementů v síti 3D modelu [14].



Obrázek 8: FEM model – dopředný problém k simulaci lidského hrudníku s plicemi a srdcem, zelené tečky reprezentují elektrody na povrchu sítě [14].

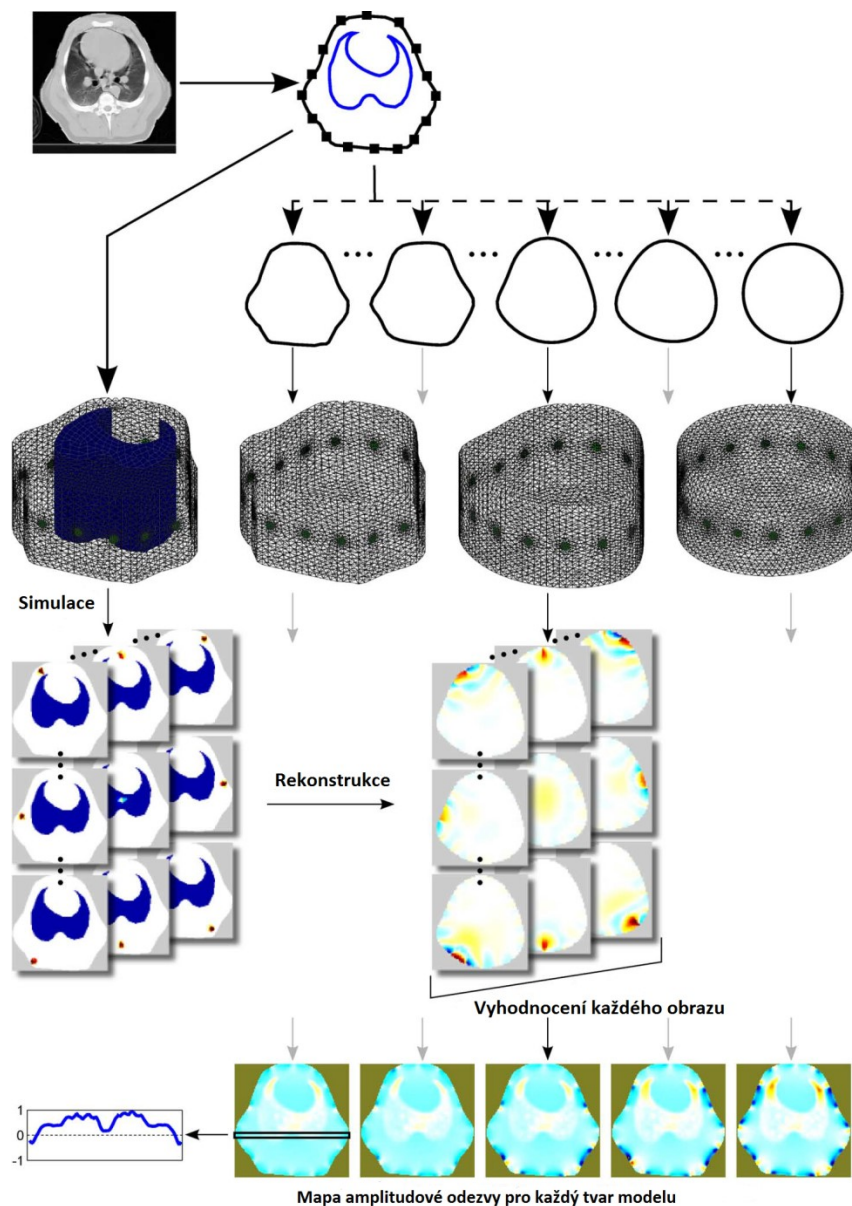
FEM model navržený inverzním problémem rekonstruuje obraz na základě jednostupňového Gaussova inverzního řešení, které je rovněž dostupné v EIDORS [14].



Obrázek 9: FEM model – inverzní problém pro rekonstrukci obrazu [14]

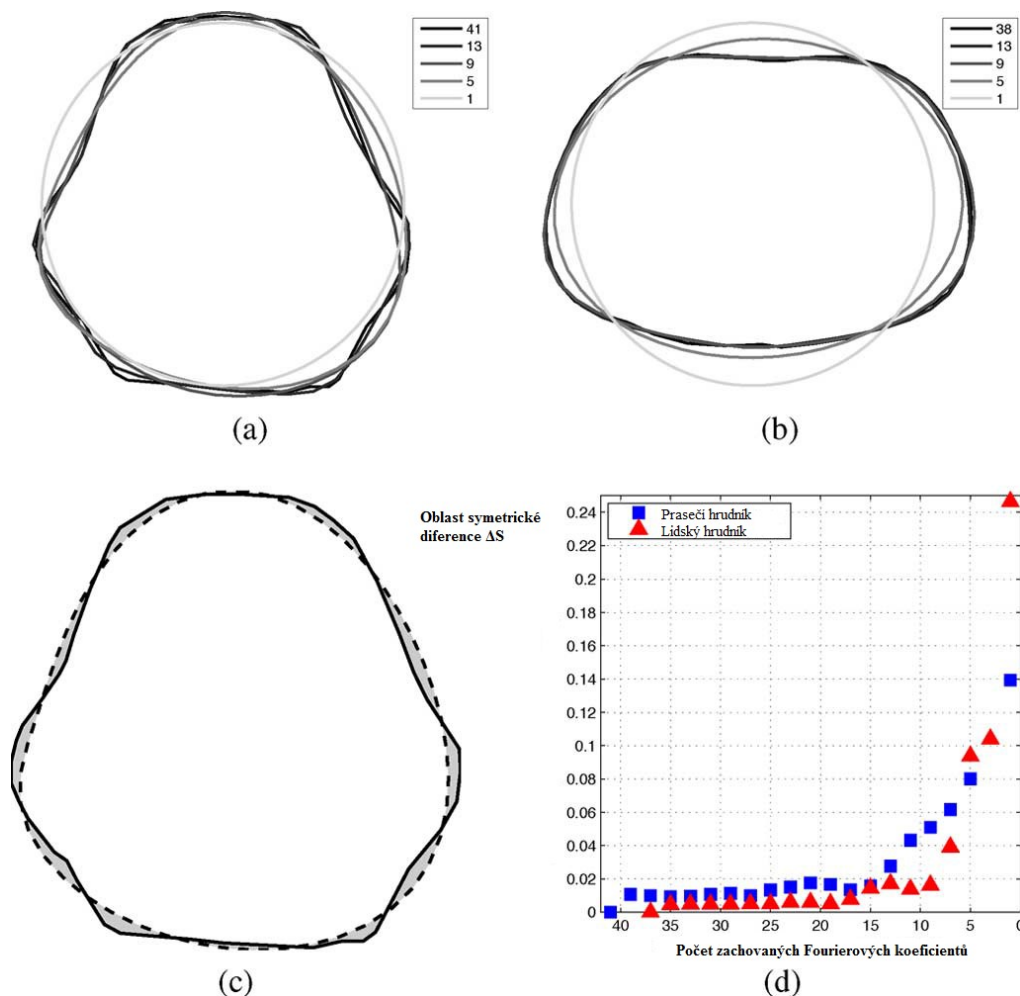
Tento FEM model, konkrétně s použitím dopředného problému lze upravit do tvaru, který požadujeme. V našem případě je to tvar hrudníku, do kterého se budou dále vkládat další vnitřní orgány.

Vnější tvar lidského či zvířecího (prasečího) hrudníku, na který byly umístěny elektrody, byl získán pomocí jednotlivých CT snímků ručním vymezením řady bodů. Body byly interpretovány v komplexní rovině a parametrický popis tvaru byl získán tím, že výsledný komplexní vektor byl zpracován diskrétní Fourierovou transformací (DFT – Discrete Fourier Transform). Výrazně hladší tvary byly získány zkrácením Fourierovy řady. Z každého takto získaného reálného tvaru byla postupně odvozena řada kruhových obrysů. Tato řada kruhových obrysů byla vytvořena za účelem porovnání zrekonstruovaného obrazu z přesné (reálné) segmentace se zrekonstruovaným obrazem segmentací méně přesnou. Všechny tvary byly zvětšeny, aby dosahovaly stejné plochy jako originální tvar. Celý tento postup je možno si prohlédnout na *Obrázku 10* níže [15].



Obrázek 10: Celkový popis dopadu metody segmentace na rekonstrukci obrazu [15]

Nesoulad ΔS mezi upravenými tvary a originálními byl kvantifikován jako oblast symetrické difference mezi dvěma tvary, jak lze vidět na Obrázku 11(c), Obrázek 11(d) prezentuje ΔS jako funkci počtu Fourierových koeficientů [15]. Fourierovy koeficienty, které byly použity, se vytvořily v MATLABU funkcí *fourier_fit*. Tato funkce využívá Fourierových řad k interpolaci bodů na hranicích objektů [27].



Obrázek 11: Reprezentuje prasečí a) a lidský b) tvary modelu hrudníku. Legendy indikují počet zachovaných Fourierových koeficientů. c) Oblast symetrické difference mezi originálním tvarem prasečího hrudníku a upraveným. (d) Oblast symetrické difference pro oba tvary hrudníku jako funkce počtu zachovaných Fourierových koeficientů [15].

Z těchto obrysů byly vytvořeny modely konečných prvků (FEM). Tyto modely byly použity pro rekonstrukci simulovaných a reálných dat využitím čtyřech EIT rekonstrukčních algoritmů. Následně na tyto modely bylo umístěno 16 kulatých elektrod po celém obvodu, ve výšce 0,5. Celý tento výpočet a rekonstrukce byli realizovány v MATLABU využitím toolboxu EIDORS, který zahrnuje všechna potřebná nastavení, tvary a modely a dale bylo použito rozhraní Netgen, které zajistilo správné geometrické vytvoření sítě těchto modelů.

Jak lze vidět z funkční závislosti na Obrázku 11(d) oblast symetrické difference roste s klesajícím počtem Fourierových koeficientů. Tedy bylo prokázáno, že model kruhového tvaru, který se často používá, má silný negativní vliv na řadu vlastností algoritmů v EIT rekonstrukci, které brání výsledné analýze obrazu. Proto je potřebné, aby ve všech klinických i aplikačních výzkumech byla EIT data rekonstruována na modelech tvarem velmi podobných skutečnému lidskému tělu a odrážely skutečnou pozici elektrod [15].

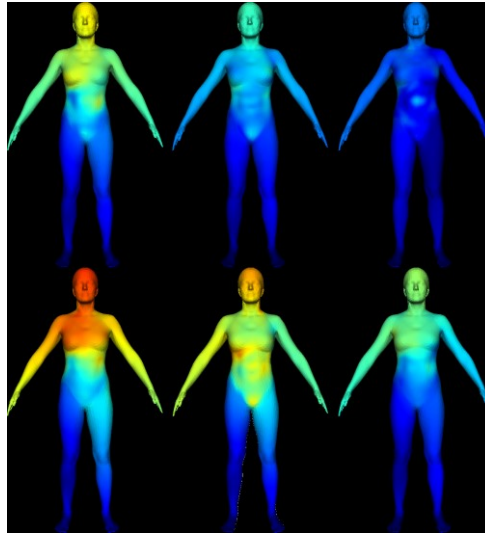
6.3 3D model celého lidského těla

Tento model nevytváří jen 3D model hrudníku či trupu, ale vytvoří 3D model celého těla člověka, dalo by se tedy říci realistického animačního avatara. Pro toto vytvoření bylo dohromady naskenováno 58 lidí 3D skenem s vysokým rozlišením. Tento skener je složen z 22 párů stereo kamer, 22 barevných kamer a zdroje bílého světla [16].



Obrázek 12: 58 subjektů, které byly skenovány v „A“ pozici během dýchání. Subjekti měli na sobě během skenů úplně oblečení, takže změna tvaru těla během dýchání byl evidentní. Byli požádáni o různé typy dýchání: normální, dýchání hrudníkem a dýchání břichem. Kompletní data obsahují 2807 3D sítí [16].

U těchto subjektů byly zaznamenány a vypočteny odchylky tvarů při dýchání a studovány statistiky změn těchto tvarů pro různá pohlaví, tvary těla a typy dýchání (dýchání hrudníkem, nebo dýchání břichem). Plicní objemy a typy dýchání těchto skenů byly použity pro vytvoření nelineárního 3D modelu, který simuluje změny tvaru a polohy. Tento model byl dále rozšířen na SCAPE model, který má přidělenou identitu, pozici těla a další parametry modelu dýchání. Tyto parametry poskytují animátorům intuitivní rozhraní, na kterém jsou schopni vytvořit 3D lidského avatara s realistickými dýchacími pohyby [16].



Obrázek 13: Změna tvaru během dýchání. Několik příkladů získaných sítí a jakou mají odchylku od střední hodnoty tvaru subjektu. Zde jsou vidět modely v normální pozici, tedy pozici „A“. Teplé barvy znázorňují větší vzdálenosti od střední hodnoty (červená se přibližně rovná 1 cm a modrá 0 cm) [16].

Díky tomuto 3D modelu celého těla lze udělat take animaci dýchání při použití spirometru, který měří změny dýchací objemu daného subjektu – skenovaného člověka [16].

6.4 Zjednodušený model hrudníku

Tento model se skládá ze dvou částí: tkáň (A_i) a tekutiny (A_b). Tento model byl vyvinut pro nalezení vztahu mezi změnou objemu krve (ΔBV – Blood Volume) a změnou impedance (ΔZ). Následující rovnice popisuje tento vztah:

$$dv_b = \frac{\rho_b l^2}{Z^2 dZ}, \quad (6.1)$$

kde

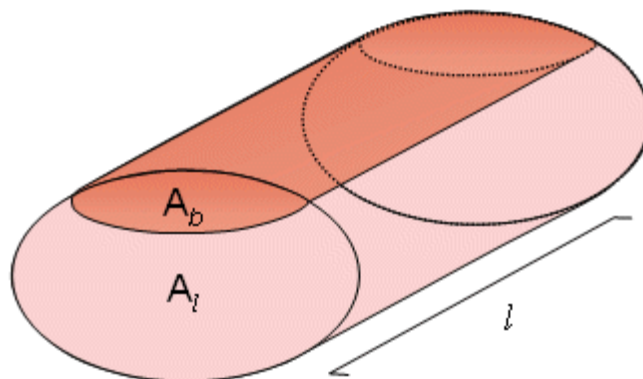
dv_b = změna objemu krve,

ρ_b = odpor krve,

l = vzdálenost mezi měřicími elektrodami,

Z = impedance hrudníku,

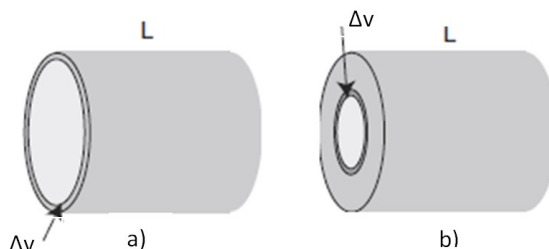
dZ = impedanční změna [17].



Obrázek 14: Zjednodušený válcový model hrudníku [17].

6.5 Ideální válcový model

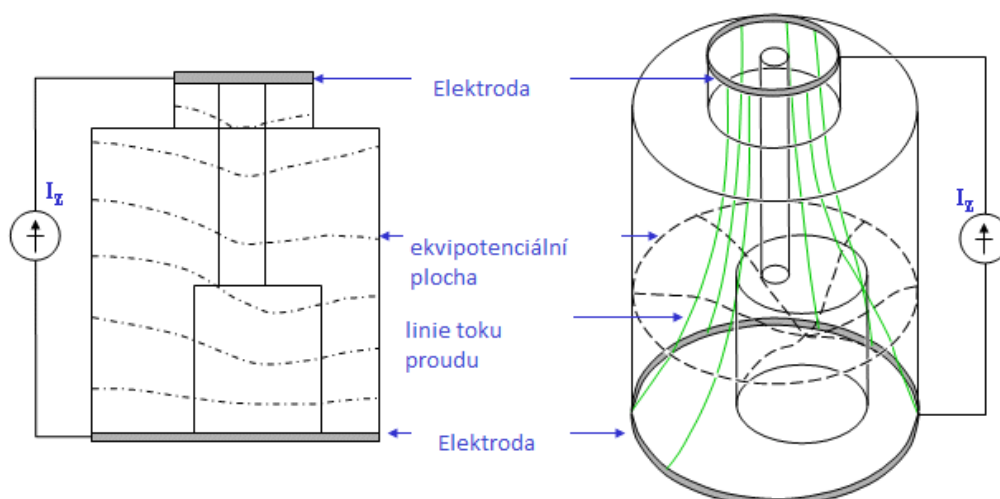
Tento model může mít jednu nebo dvě části se stejným odporem. Řez tímto modelem může být eliptický, kruhový či jiný [17].



Obrázek 15: Ideální válcové modely, a) model složený z jedné válcové části, b) model složený ze dvou válcových částí [17]

6.6 Kinnenův model hrudníku

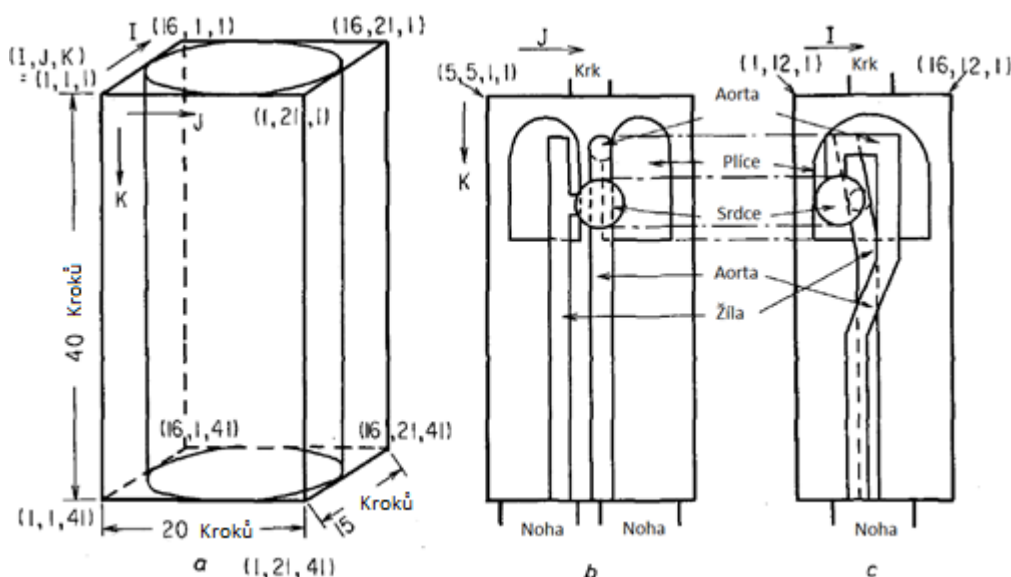
Tento model je založen na válcovém hrudníkovém modelu. Účelem tohoto modelu je vyšetřit generování impedančního signálu. Model se skládá ze dvou válcových částí. Vnitřní část modelu charakterizuje BV srdce a primární arteriovenózní systém hrudníku. Plíce jsou charakterizovány vnějším válcem ve středu modelu. Odpor pro vnitřní část modelu je rovna 495Ω a 32Ω tvoří další část [17].



Obrázek 16: Kinnenův model hrudníku [17].

6.7 Sakamotův model hrudníku

Tento model je již více realistický než předchozí tři modely. Skládá se ze srdce, aorty, plic, duté žíly a tvaru trupu. Tento model umožňuje vyšetřovat efekt různé vodivosti tkání na měřenou impedanci. Tyto výsledky ukazují, že informace spojené s cirkulací krve v lidském hrudníku by mohly být měřeny pomocí změn napětového rozložení na povrchu těla. Impedanční vlna není ovlivněna jen srdečním výdejem (CO – Cardiac Output) nebo ΔBV v aortě, ale také ΔBV v srdci a plicích [17].

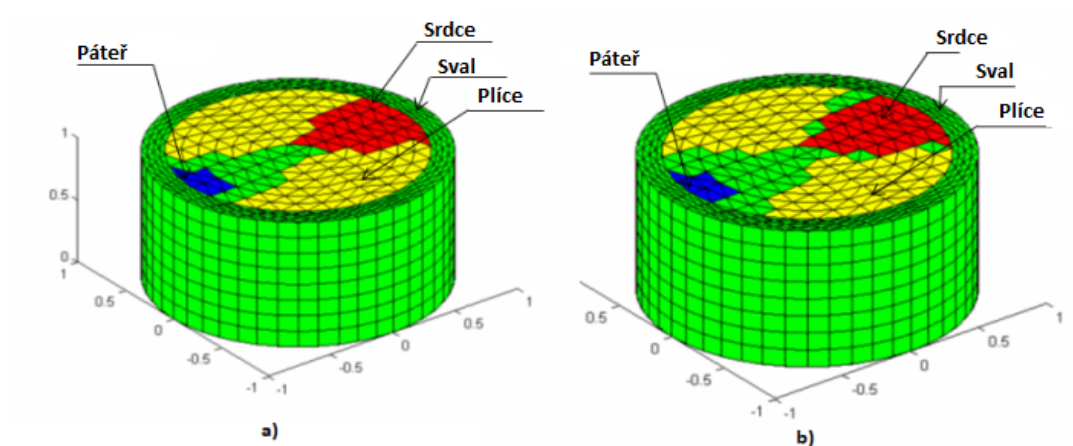


Obrázek 17: Zjednodušený Sakamotův model hrudníku, a) model lidského těla, b) řez modelem, c) řez modelem [17].

6.8 3D model hrudníku

Tento model se skládá z plic, svalů, srdce a páteře. Napětové rozložení je závislé na nádechu a výdechu, plíce jsou menší, když vydechneme a větší, když se nadechneme. Napětové rozložení

tedy kolísá se změnou odporů vlivem aktivity hrudníku např. při výdechu a nádechu. Tento model je tedy nápomocný v posouzení, zda se nachází ve studovaném objektu více či méně fyziologické aktivity nebo patologických změn [17].

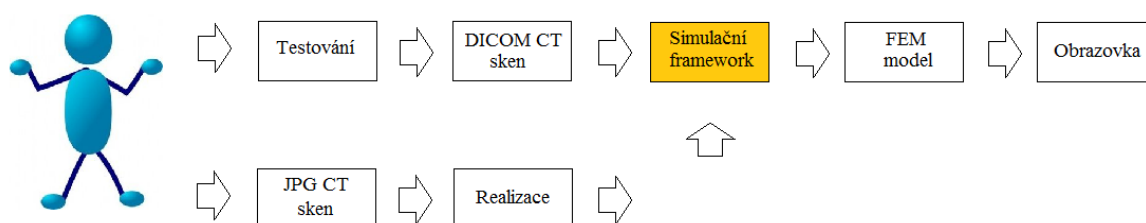


Obrázek 18: 3D model hrudníku ve fázi a) nádechu b) výdechu [17].

7 Návrh řešení

Vlastním přínosem této práce je vytvoření simulačního frameworku pro evaluaci rekonstrukčních metod elektrické impedanční tomografie. Tedy vytvoření 3D FEM modelu hrudníku, včetně jeho anatomických struktur ze získaných CT skenů.

Simulační framework bude proveden, tak, že bude vybrán jeden CT sken ve formátu JPG z něhož bude proveden tzv. referenční 3D FEM model hrudníku. Tento sken bude následně binarizován, segmentován a bude z něj vytvořen komplexní 3D FEM model hrudníku. Následně se budou na tomto algoritmu testovat CT skeny ve formátu DICOM. Do těchto 3D FEM modelů stejně jako na 3D FEM modelu CT skenu ve formátu JPG bude přidána impedance. Pro lepší ovladatelnost a přehlednost celého programu bude vytvořeno uživatelské prostředí. Celková funkce simulačního frameworku lze vidět na následujícím schématu.



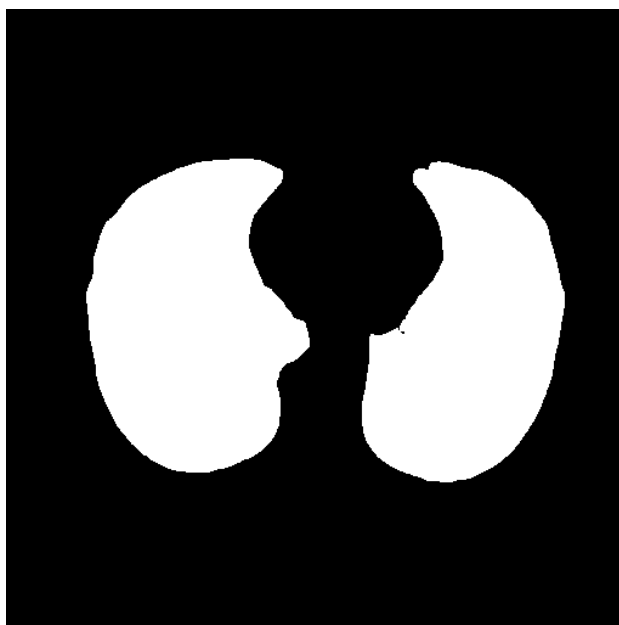
Obrázek 19: Schéma funkce simulačního frameworku

Po prostudování a seznámení se s funkcemi pro vytvoření 3D modelu v prostředí softwaru EIDORS a Netgen bude vybrán vhodný CT sken hrudníku pro následné další zpracování. Z tohoto skenu budou následně vybrány části, které budou pro tuto práci potřebné. Pro vytvoření 3D modelu hrudníku budou vybrány plíce, páteř společně se žebry a samotné okolí hrudníku. Vybraný CT sken hrudníku lze vidět na *Obrázku 20* níže.



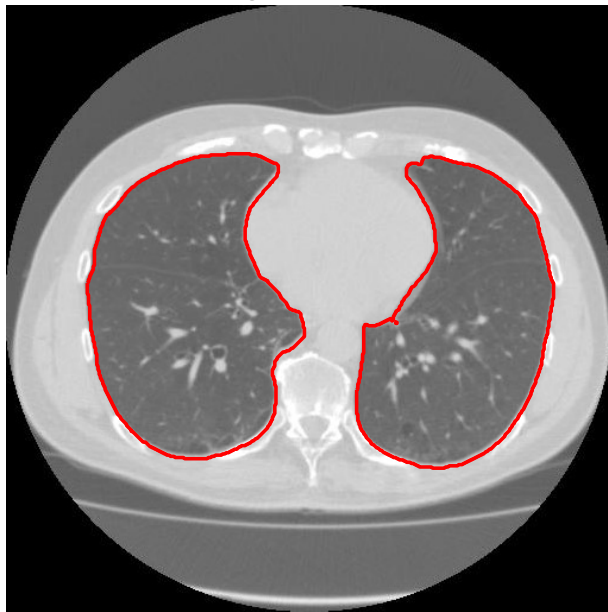
Obrázek 20: Vybraný CT sken hrudníku [18]

Již zmiňované oblasti zájmu budou vybrány segmentací obrazu. Segmentace tohoto CT snímku bude uskutečněna na základě určení škály šedi pomocí histogramu a následně proběhne binarizace této segmentace. Příklad binarizace a segmentace plic lze vidět na *Obrázku 21* a *22*.



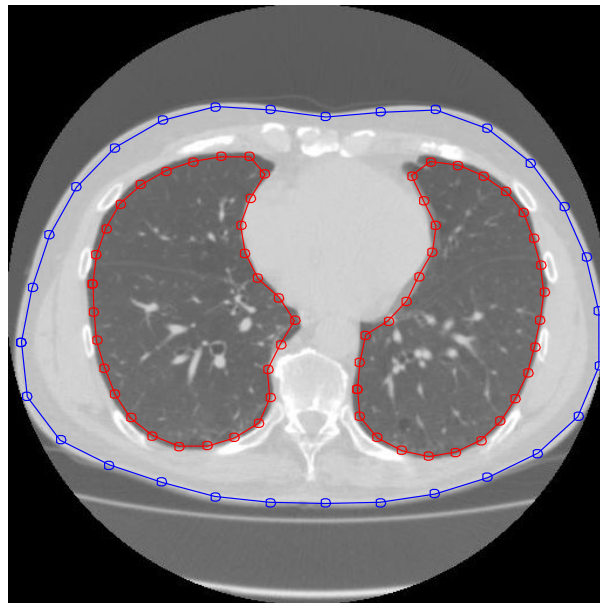
Obrázek 21: Binarizace plic

Segmentace plic

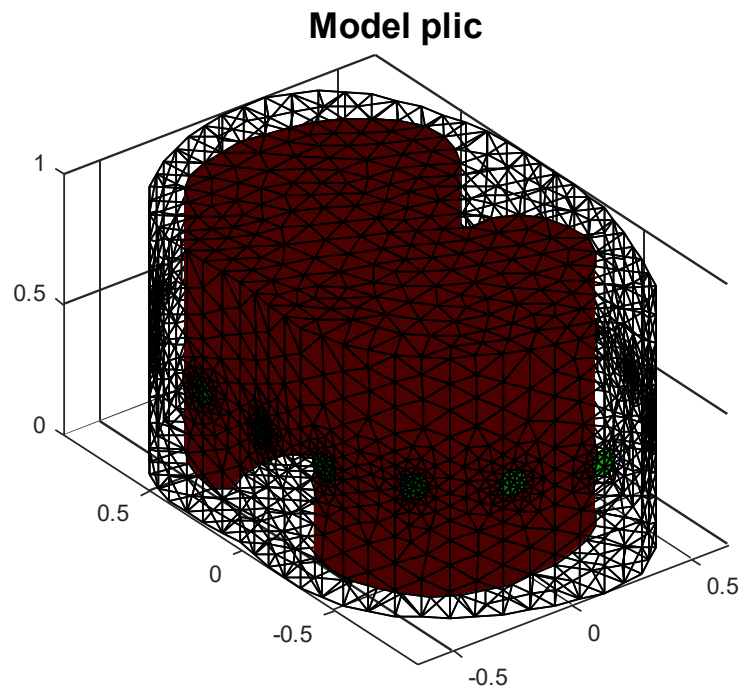


Obrázek 22: Segmentace plic

Tyto jednotlivé segmentace budou dále zpracovávány interpolací segmentačních Fourierových hraničních bodů na dané křivce, a bude z nich pomocí příkazů v softwaru EIDORS vytvořen celkový 3D FEM model hrudníku. Příklad této interpolace a následného vytvoření 3D FEM modelu plic lze opět vidět na *Obrázku 23 a 24*.



Obrázek 23: Interpolace bodů pro plíce a okolí hrudníku.

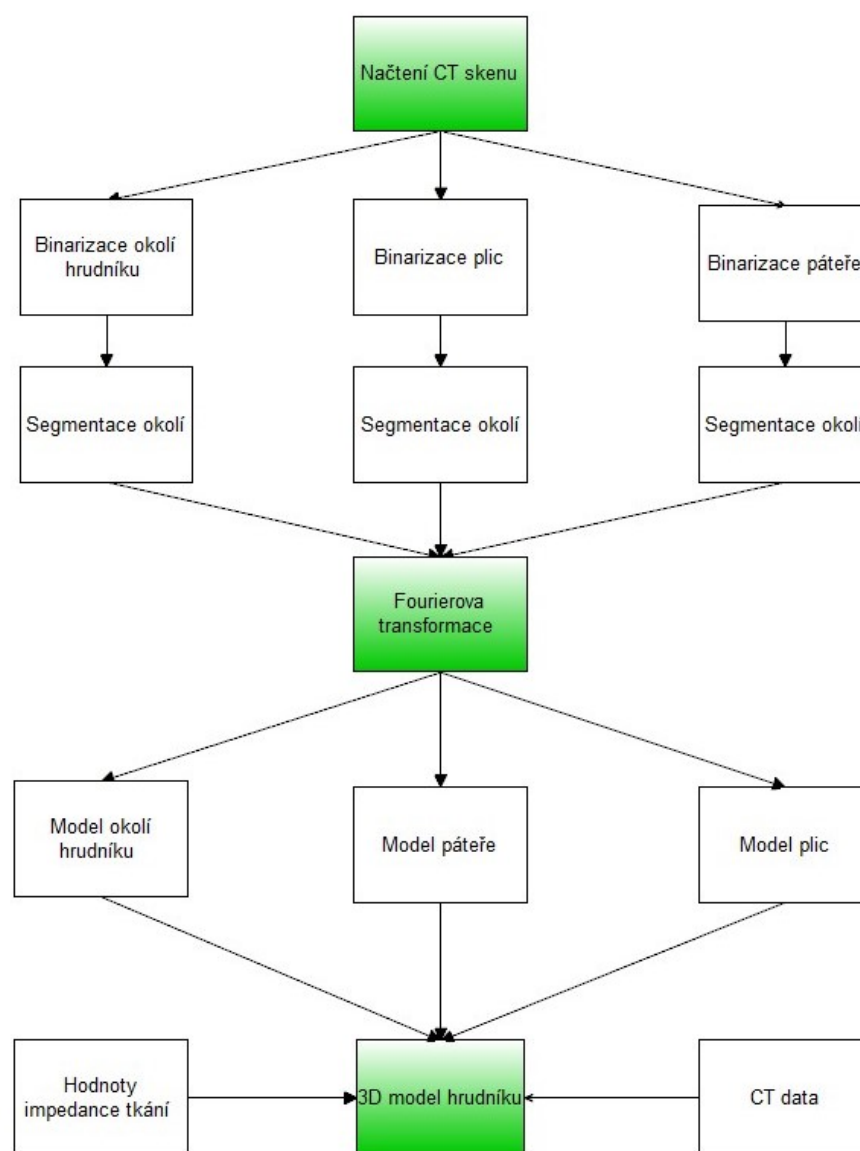


. Obrázek 24: 3D FEM model plic

Tento algoritmus pro tvorbu 3D modelu bude sloužit pro následné testování na CT skenech. 3D FEM modelu, respektive jednotlivým částem modelu, bude přiřazena fyziologicky, co jak nejpřesnější hodnota impedance.

Pro lepší ovládání bude vytvořeno uživatelské rozhraní, kde si uživatel bude moci vybrat, kterou část obrazu vysegmentovat a použít pro 3D rekonstrukci modelu, či zrekonstruovat celý 3D model hrudníku a nasimulovat na něm příslušná zvolená data.

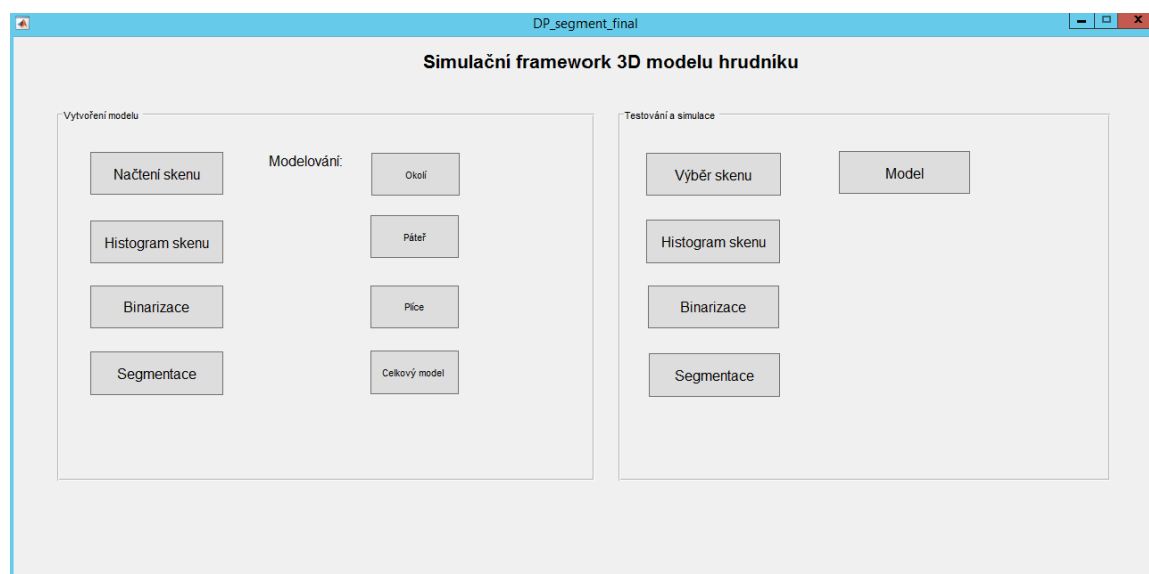
Celkový návrh řešení diplomové práce je pro přehlednost zobrazen na následujícím *Obrázku 25*.



Obrázek 25: Blokové schéma návrhu řešení diplomové práce

8 Implementace návrhu v prostředí MATLAB

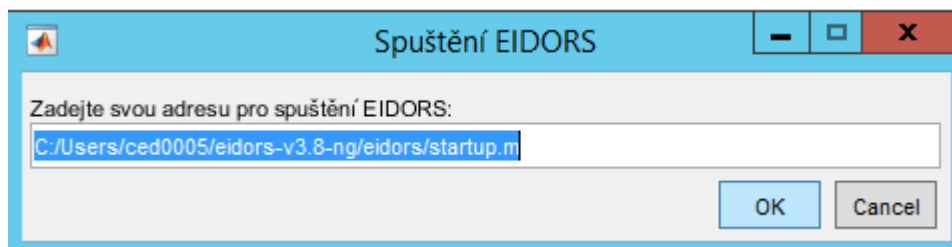
Základem pro realizaci tohoto simulačního frameworku je vytvoření 3D FEM modelu hrudníku. Pro vytvoření 3D FEM modelu bylo zapotřebí vybrat vhodný CT sken, na kterém lze zřetelně rozeznat jednotlivé orgány a kosti potřebné k vytvoření tohoto modelu. Konkrétně se tedy jedná o okolí hrudníku, plíce, páteř a žebra. Tento sken byl následně nasegmentován na dané části a vytvořen z něj pomocí interpolace bodů 3D FEM model. Následně byl vybrán set CT skenů hrudníku, na kterých byl tento 3D FEM model otestován. Na vytvořeném modelu hrudníku z těchto CT skenů byla nasimulována fyziologicky správná impedance jednotlivých částí modelu. Pro lepší ovládání bylo vytvořeno uživatelské rozhraní.



Obrázek 26: Uživatelské rozhraní

8.1 Spuštění EIDORS

Pro vytvoření 3D FEM modelu je zapotřebí mít nainstalován software EIDORS. Po spuštění programu se zobrazí okno pro spuštění softwaru EIDORS, kde je zapotřebí zapsat přesnou adresu programu, konkrétně jeho startup souboru. Po zapsání adresy lze zmáčknout tlačítko *OK* pro pokračování v programu a následném načtení softwaru EIDORS, nebo lze zvolit tlačítko *Cancel* pro zavření vyskakovacího okna.



Obrázek 27: Vyskakovací okno pro spuštění EIDORS

8.2 Výběr CT skenu

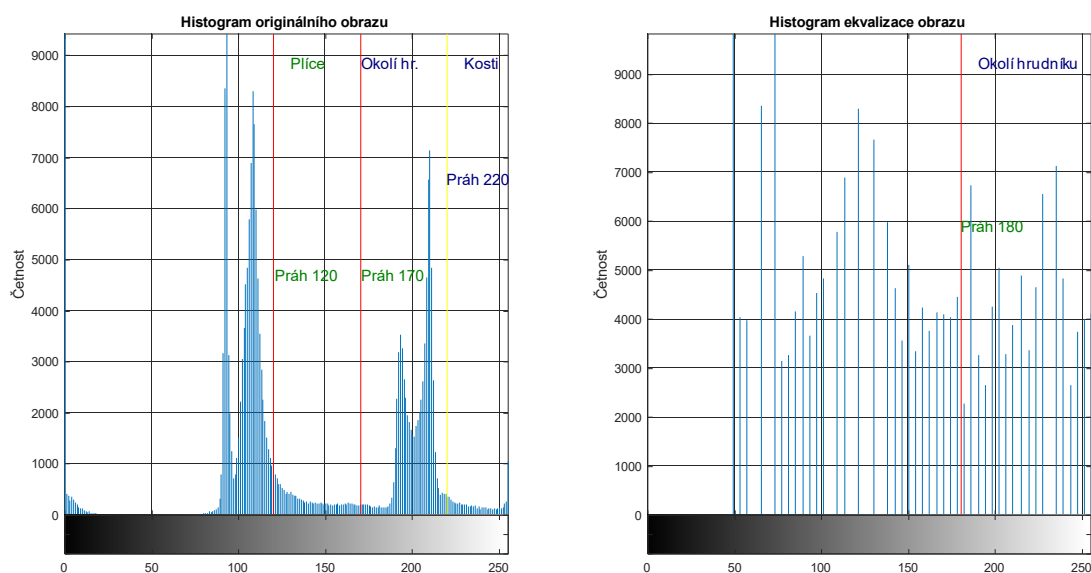
Vybraný CT sken musí obsahovat všechny náležitosti pro správnou segmentaci a celkovou rekonstrukci 3D FEM modelu. Pro modelování hrudníku by tedy tento sken, který je základem pro všechny ostatní testovací skeny, měl obsahovat celkové okolí hrudníku, plíce, páteř a žebra. CT sken, který byl vybrán, je barevný obraz ve formátu JPEG. Na snímku je CT sken zdravého dospělého muže. Pro následnou binarizaci se musí tento obraz převést do stupní šedi. Pro načtení tohoto CT skenu je k tomuto určeno tlačítko *Načtení skenu* v uživatelském rozhraní. Pro lepší přehlednost se obraz CT skenu přizpůsobí a roztáhne se přes celou obrazovku. Vybraný originální CT sken lze vidět na *Obrázku 28*.



Obrázek 28: Vybraný originální CT sken

8.3 Prahové hodnoty originálního CT skenu

Pro snadnější určení prahů v šedé škále barev ve vybraném CT skenu a pro následnou správnou segmentaci byl vytvořen histogram originálního CT skenu. Na histogramu jsou naznačeny barevně prahy pro jednotlivé struktury hrudníku, respektive tyto prahy určují interval škály šedi, ve kterém se daná struktura nachází. Histogramy jsou vykresleny dva z důvodu nutné ekvalizace histogramu pro binarizaci okolí hrudníku.



Obrázek 29: Histogram originálního vybraného CT skenu, vyznačené prahové hodnoty pro plíce a kosti (vlevo), vyznačená prahová hodnota pro okolí hrudníku

Jednotlivé intervaly hodnot stupňů šedi a dané části hrudníku lze vidět v Tabulce 5. Hodnoty z těchto intervalů byly následně použity pro binarizaci obrazu. Histogramy jsou rovněž zobrazeny přes celou obrazovku. Pro vykreslení histogramů CT skenu lze použít tlačítko *Histogram skenu* v uživatelském prostředí.

Tabulka 5: Části hrudník a jejich intervaly prahových hodnot

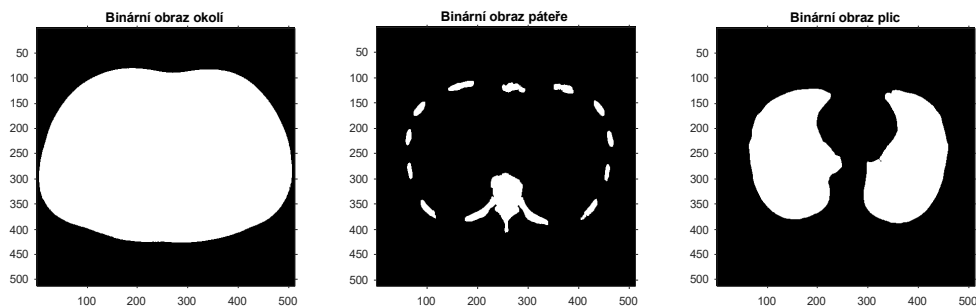
Část hrudníku	Interval
kosti	(220,256)
plíce	(120,170)
okolí hrudníku	(180,220)

8.4 Binarizace

Binarizace originálního obrazu, tedy převod do černobílého obrazu, spočívá ve správném zařazení dané části hrudníku do prahového intervalu. Vždy se vyberou pouze ty stupně šedi, které jsou vymezeny prahovým intervalem a ostatní hodnoty se z obrazu odstraní. Takto vznikne černobílý obraz dané části hrudníku.

Všechny binarizované části hrudníku se musely pro výslednou verzi binarizace dále upravit. Na binarizovaný obraz byla použita funkce *imclearborder*, která zaručuje odstranění nepotřebných

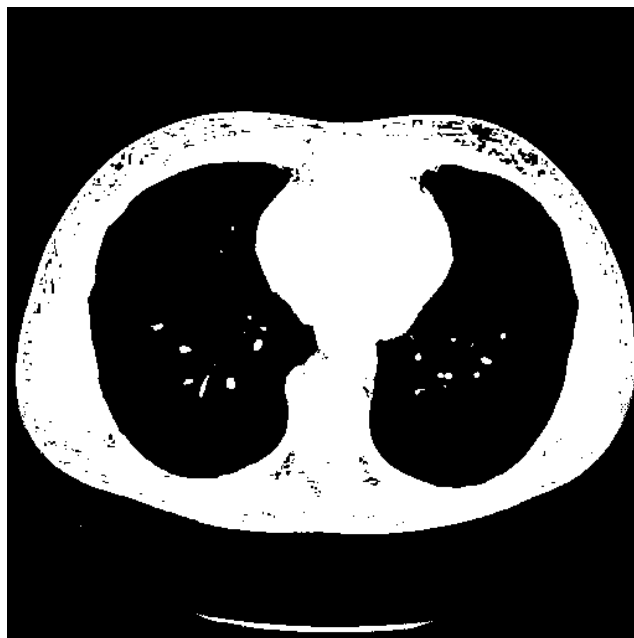
binarizovaných útvarů, které se dotýkají hranic binarizované části hrudníku. Dále byla použita funkce *imfill*, která vyplní binarizovaný obraz jednou ze dvou barev, v tomto případě bílou. Další funkcí, která byla pro tyto úpravy použita je funkce *bwareaopen*, která vymaže malé binarizované části obrazu, v případě této binarizace byly vymazány části obrazu, které obsahovaly méně jak 750 pixelů. Pro zobrazení všech jednotlivých binarizací objektů v jednom okně přes celou obrazovku slouží v uživatelském rozhraní tlačítko *Binarizace*.



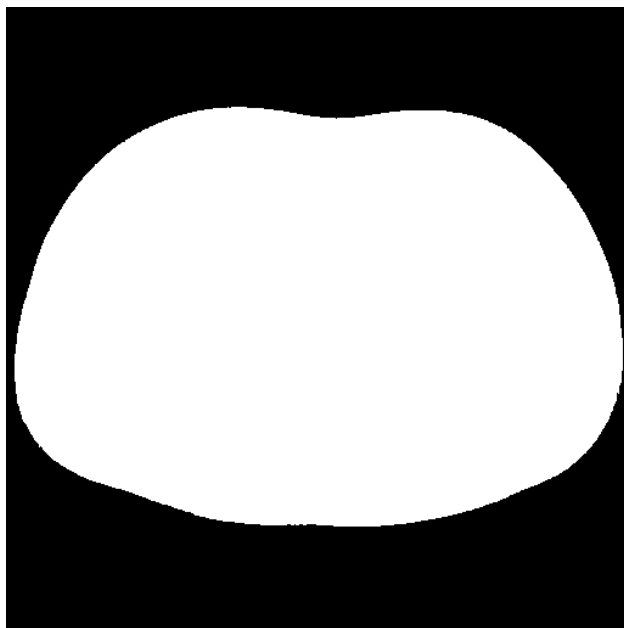
Obrázek 30: Zobrazení všech jednotlivých binarizací v jednom okně

8.4.1 Binarizace okolí

Pro binarizaci okolí hrudníku bylo zapotřebí ekvalizovat histogram originálního CT skenu, pro přesnější odlišení odstínů stupňů šedi, tedy pro přesnější určení prahové hodnoty. Jako prahová hodnota intervalu byla použita hodnota 180. Následně byl binarizovaný obraz upraven funkcemi uvedenými v předešlém odstavci.



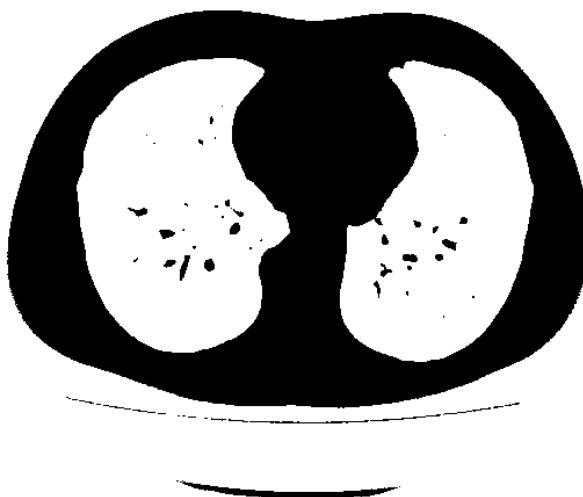
Obrázek 31: Binarizovaný obraz okolí bez úpravových funkcí



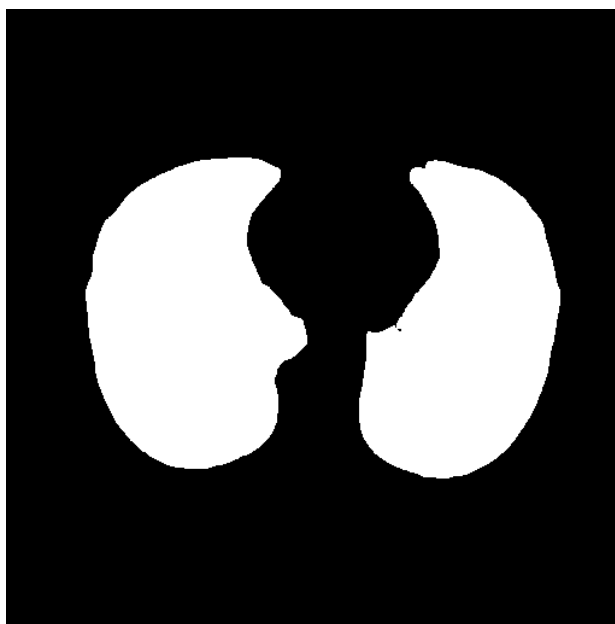
Obrázek 32: Výsledný binarizovaný obraz okolí

8.4.2 Binarizace plic

Pro binarizaci plic byla použita prahová intervalová hodnota 170. Tato prahová hodnota byla vybrána z histogramu originálního CT skenu. U binarizace plic, jakožto u nejtmačejšího objektu, který má pro nás rekonstrukční význam, v CT skenu bylo použito inverzních barev, tedy okolí je černé a plíce jsou bílé. Zde nebyla použita funkce *bwareaopen*.



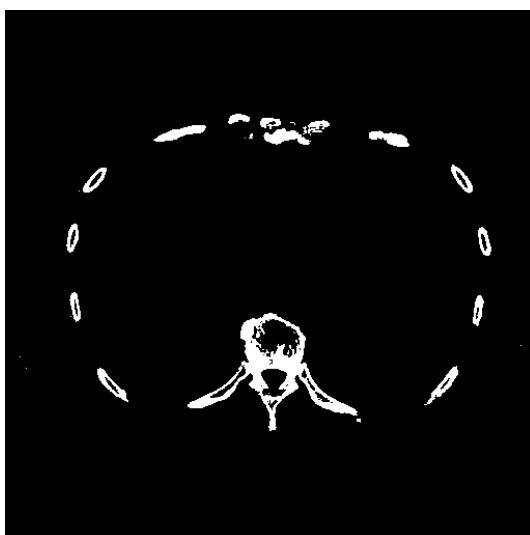
Obrázek 33: Binarizovaný obraz plic bez úpravových funkcí



Obrázek 34: Výsledný binarizovaný obraz plic

8.4.3 Binarizace páteře a žeber

Pro binarizaci kostí, tedy páteře a žeber byla použita prahová intervalová hodnota 220. Tato prahová hodnota však ještě byla vynásobena maskou těla, pro přesnější segmentaci. Pro masku těla, tedy masku měkkých tkání byla vybrána prahová intervalová hodnota 128, konkrétně interval (128,256). Na tuto binarizaci nebyla použita funkce *imclearborder*. Byla zde použita funkce *bwlabel* pro přesnější oddělení jednotlivých segmentů žeber.



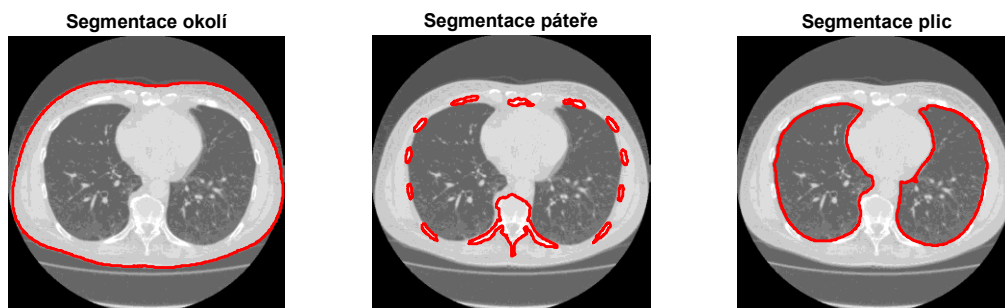
Obrázek 35: Binarizovaný obraz páteře a žeber bez úpravových funkcí



Obrázek 36: Výsledný binarizovaný obraz páteře a žebér

8.5 Segmentace

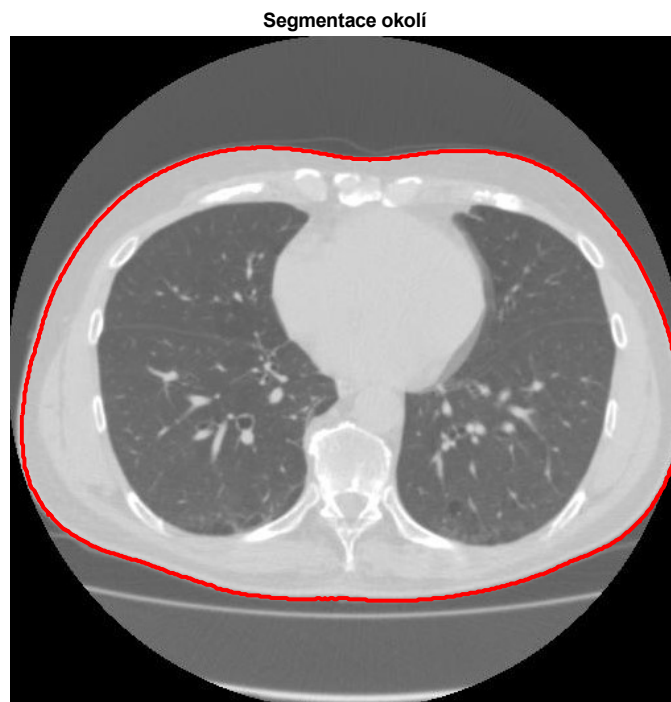
Segmentace čili označení hranic křivkou binárních obrazů je dalším krokem k tvorbě 3D FEM modelu. Vyznačení kontur a určení bodů jednotlivých binarizovaných objektů na CT skenu bylo provedeno pomocí funkce *bwboundaries*. Barva těchto kontur byla zvolena červená. Byly takto vyznačeny vnější hranice binarizovaných objektů. Pro segmentaci všech objektů v CT skenu a následné vykreslení do jednoho okna roztaženého přes celou obrazovku je určeno tlačítko *Segmentace* v uživatelském rozhraní.



Obrázek 37: Zobrazení všech jednotlivých segmentací v jednom okně

8.5.1 Segmentace okolí hrudníku

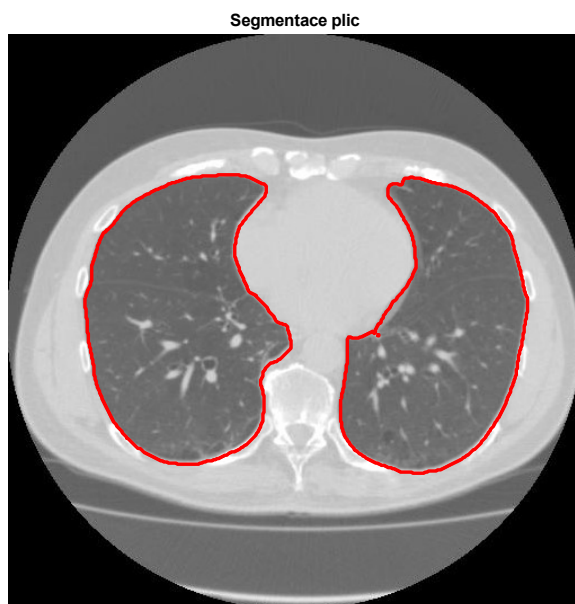
U segmentace okolí hrudníku se vytvoří pouze jedna hranice bodů, jelikož se jedná o hrudník jako celek. To znamená, nejsou zde žádné vnitřní otvory v objektu, které by bylo třeba ještě segmentovat.



Obrázek 38: Segmentace okolí hrudníku

8.5.2 Segmentace plic

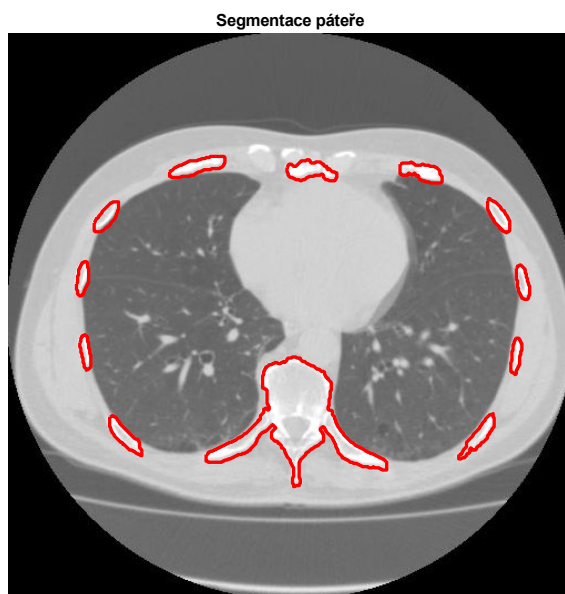
Pro segmentaci plic se tedy vytvořily dvě hranice bodů, tedy pro pravou a pro levou plíci. Ani zde, stejně jako u segmentace okolí hrudníku nejsou žádné vnitřní otvory v objektu, které by se musely segmentovat.



Obrázek 39: Segmentace plic

8.5.3 Segmentace páteře a žeber

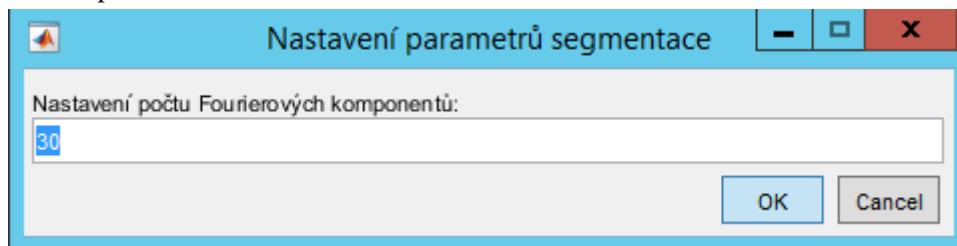
Pro segmentaci páteře a žeber bylo vytvořeno celkem dvanáct hranic bodů, právě tolik totiž obsahuje binarizovaný obraz páteře a žeber jednotlivých segmentů. Ani u této segmentace kostí nebylo zapotřebí segmentovat vnitřní hranice objektu.



Obrázek 40: Segmentace páteře a žeber

8.6 3D FEM model

Po provedení binarizace a segmentace jednotlivých objektů ve vybraném CT skenu lze pomocí softwaru EIDORS, konkrétně pomocí jeho funkcí vytvořit 3D FEM model. Pro vytvoření 3D FEM modelů jsou zde tlačítka (*Okolí*, *Páteř*, *Plíce* a *Celkový model*) pro jednotlivé vytvoření modelů z předem segmentovaných objektů CT skenu. Pro každý model lze nastavit počet interpolovaných Fourierových komponentů na hranicích segmentace, které zaručují přesnost modelování. Defaultně přednastaveno je zde 30 Fourierových komponentů, uživatel si však tyto body může nastavit podle svých představ. Platí zde, že čím více komponentů, tím přesnější interpolace bodů, tím přesnější určení hranic a samozřejmě tím lepší 3D model. Po stisknutí tlačítka OK se uživatelem zvolený počet komponentů uloží.



Obrázek 41: Vyskakovací okno pro určení počtu Fourierových komponentů v CT skenu

Dále lze dalším vyskakovacím oknem zde nastavit parametry daného modelu. Tento model je zrekonstruován funkcí *ng_mk_extruded_model* v softwaru EIDORS, která má několik typických parametrů. Konkrétní parametry této funkce a jejich možné nastavení lze vidět v následující tabulce.

Tabulka 6: Tabulka všech parametrů použitých v modelu a jejich možná nastavení [18]

Parametr modelu	Defaultní nastavení	Možné nastavení	Poznámka
Výška	1	1,0	0 – 2D model 1 – 3D model
Maximální velikost sítěvého (mesh) elementu	0,1	Doporučené: 0,1-0,9	Defaultně je nastavená jemnost sítě na jemnou síť
Počet elektrod	16	-	Nejčastěji používanou hodnotou pro měření impedance je 16 elektrod
Vzdálenost mezi elektrodami	1	1 – stejná vzdálenost 0 – úhlové polohy (0,15,30 stupňů)	Desetinné číslo je bráno jako výchozí poloha
Poloměr elektrod	0,05	-	Specifikuje se jen pro bodové elektrody
Tvar elektrod	0	0 – defaultní nastavení	U kruhových elektrod se určuje poloměr, u obdélníkových navíc i šířka
Jemnost sítě elektrod	0,4	Doporučené: 0,1 – 0,9	-
Kontury	256	256	Nedoporučuji měnit nastavení

Změny nastavení výšky modelu se nedoporučuje vzhledem k tomu, že defaultní nastavení 1 je výhradně pro 3D modely, všechny jiné možnosti jsou pro 2D modely což není pro tuto práci přínosné. Nastavení jemnosti sítě modelu stejně jako nastavení jemnosti sítě elektrod se defaultně nastavují na tzv. hrubou síť, v této práci je defaultně nastavená „jemnější“ síť, konkrétně je jemnost nastavena na 0,1 pro jemnost sítě modelu a 0,4 pro jemnost sítě elektrod. Tento parametr se doporučuje měnit v rozmezí 0,1 – 0,9. Počet elektrod použitých na tomto modelu je 16, toto je standardní nastavení počtu elektrod pro měření impedance, avšak lze jej libovolně změnit. Vzdálenost mezi těmito jednotlivými elektrodami je nastavena na stejnou vzdálenost, dále lze tyto elektrody umístit dle úhlu mezi elektrodami či nastavit hodnotu desetinného čísla jako výchozí polohu elektrody, další elektrody se poté nastaví samy podle vzorce kruhu. V tomto modelu jsou použity kruhové bodové elektrody. Poloměr elektrod se určuje jen u bodových elektrod. Doporučené nastavení poloměru elektrod je v rozmezí 0,01-0,09. Tvar elektrod tedy lze změnit na obdélníkové elektrody, v této práci se to však nedoporučuje vzhledem k dalším parametrům daného tvaru elektrody. Nastavení kontur, čili bodů, které kopírují 2D obraz po směru hodinových ručiček se měnit nedoporučuje. [18].

Nastavení parametrů modelu

Nastavení výšky modelu:
1

Nastavení kontur:
256

Nastavení jemnosti sítě modelu:
0.1

Nastavení počtu elektrod:
16

Nastavení vzdálenosti mezi elektrodami:
1

Nastavení poloměru elektrod:
0.05

Nastavení tvaru elektrod:
0

Nastavení jemnosti sítě elektrod:
0.04

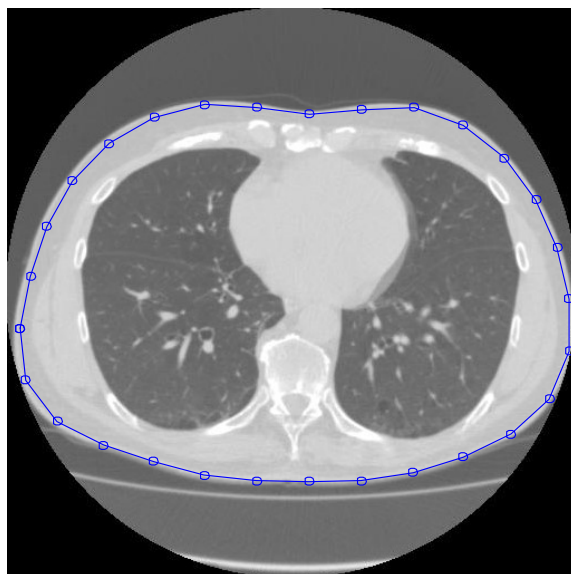
OK Cancel

Obrázek 42: Vyskakovací okno pro nastavení parametrů modelu

Po stisknutí tlačítka OK se uloží defaultně nastavené či uživatelem pozměněné parametry do Workspacu a je s nimi možno dále pracovat.

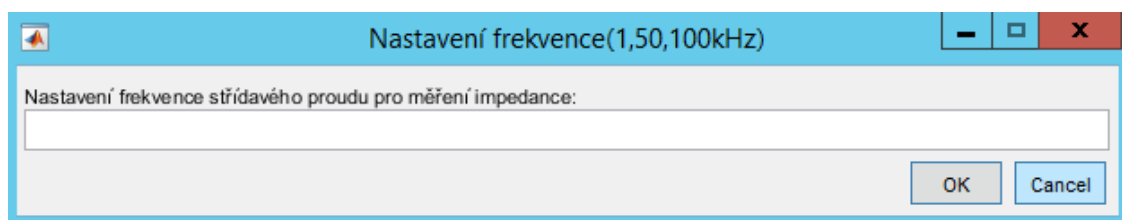
8.6.1 3D FEM model okolí

Po stisknutí tlačítka *Okolí* v sekci *Modelování* se načte a zobrazí již uložený model okolí. Pokud tento model okolí ještě není vytvořen a uložen, tak začne probíhat proces modelování. Prvním krokem je určení bodů, neboli hranic kolem objektu, který se modeluje. Tyto hranice jsou určeny pomocí předchozí segmentace obrazu daného objektu. Jak již bylo napsáno u segmentace, u okolí hrudníku se vytvoří pouze jedna hranice bodů pomocí funkce *bwboundaries*. Tato funkce je mimo jiné volána příkazem *Model*, díky němuž se zobrazí originální CT sken, na kterém se následně tyto hraniční body vykreslí ve formě modré křivky.



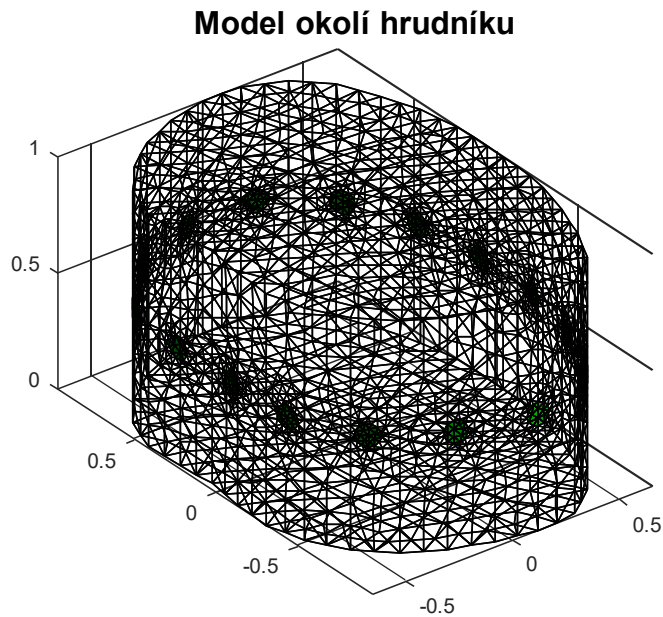
Obrázek 43: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body

Následně se zobrazí vyskakovací okno, ve kterém se nachází parametry tohoto modelu okolí, kde si může uživatel změnit tyto parametry. Samotný model se potom začne tvořit příkazem *Newmodel*, konkrétně funkcí *ng_mk_extruded_model* včetně jejich parametrů. Před samotným zobrazením 3D FEM modelu okolí hrudníku lze nastavit impedanci tohoto objektu, konkrétně pomocí nastavení frekvence injektovaného střídavého proudu přes elektrody. Lze napsat jednu ze tří možných frekvencí, které se nejčastěji používají při měření elektrické impedanční tomografie, tj.: 1 kHz, 50 kHz či 100 kHz.



Obrázek 44: Vyskakovací okno pro vložení frekvence střídavého proudu pro přidání impedance

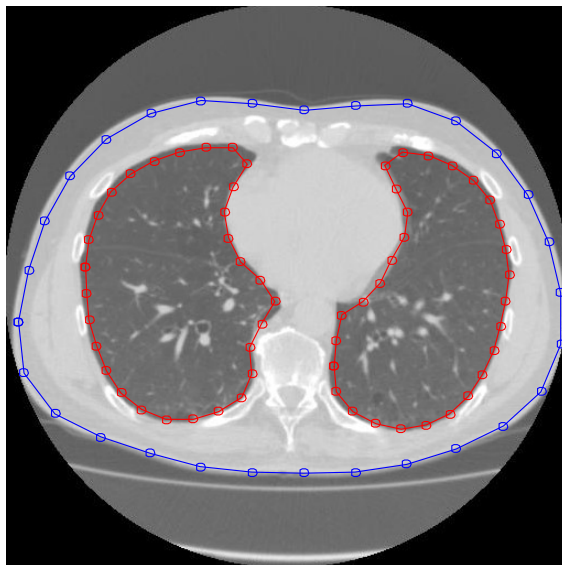
Po vytvoření modelu okolí hrudníku se tento model zobrazí na obrazovce ve formě síťových trojúhelníkových elementů.



Obrázek 45: 3D FEM model okolí hrudníku s přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz

8.6.2 3D FEM model plic

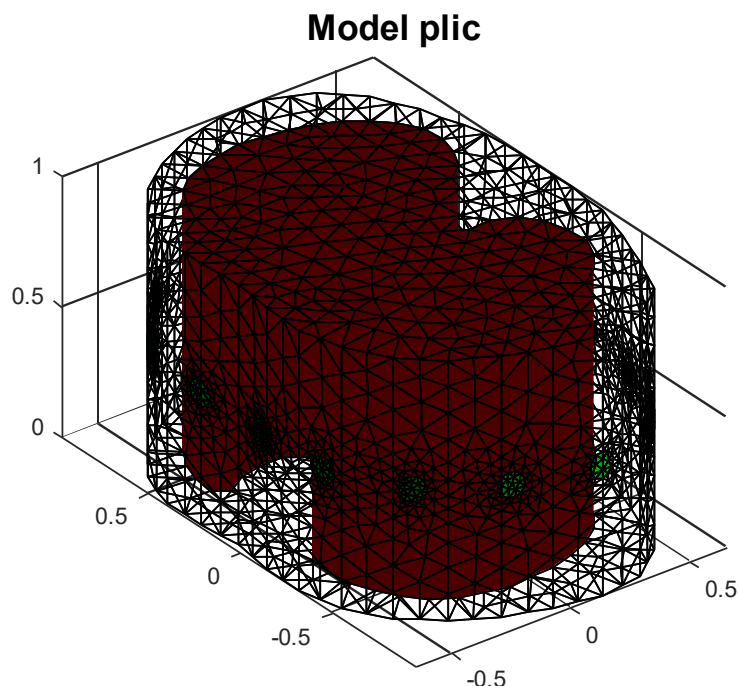
Stiskem tlačítka *Plice* v části *Modelování* se načte a zobrazí již uložený model plic. Pokud tento model plic ještě není vytvořen a uložen, tak začne probíhat proces modelování tohoto modelu. Opět se nejdříve musí určit hraniční body těchto dvou objektů. Hraniční body, přesněji u plic dvě sady hraničních bodů, jsou získány po předchozí segmentaci funkcí *bwboundaries*. Pro vytvoření modelu plic je prvním krokem vytvořit model okolí hrudníku, do kterého se umístí model plic. Z tohoto vyplývá, že voláním funkce *Model* se nejen načtou hraniční body plic, ale také okolí hrudníku. Tyto body se opět vykreslí křivkou do originálního CT skenu. Pro vykreslení hraničních bodů pro hrudník se opět jedná o modrou křivku a červená křivka potom znázorňuje hraniční body plic.



Obrázek 46: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body

Poté se opět zobrazí vyskakovací okno z parametry daného modelu. Po nastavení a stisknutí tlačítka OK se začne tvořit model okolí hrudníku, který obsahuje model plic opět příkazem *Newmodel*.

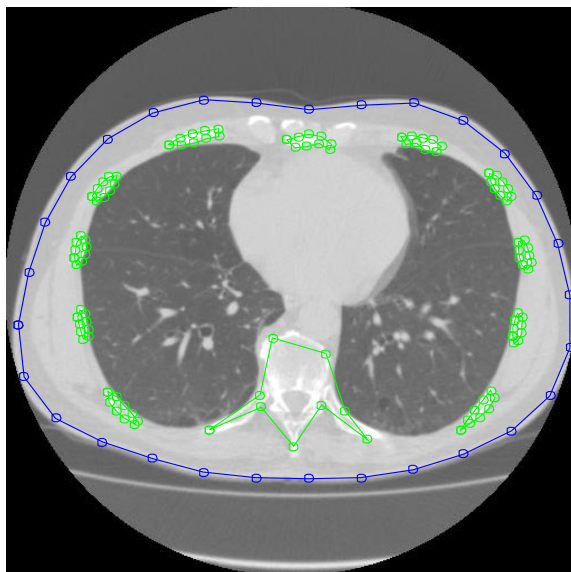
Posléze lze nastavit frekvenci injektovaného střídavého proudu, jako v předchozím případě. Na obrazovce se zobrazí síť trojúhelníkových elementů s vnořenými plícemi.



Obrázek 47: 3D FEM model okolí hrudníku s plícemi a přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz

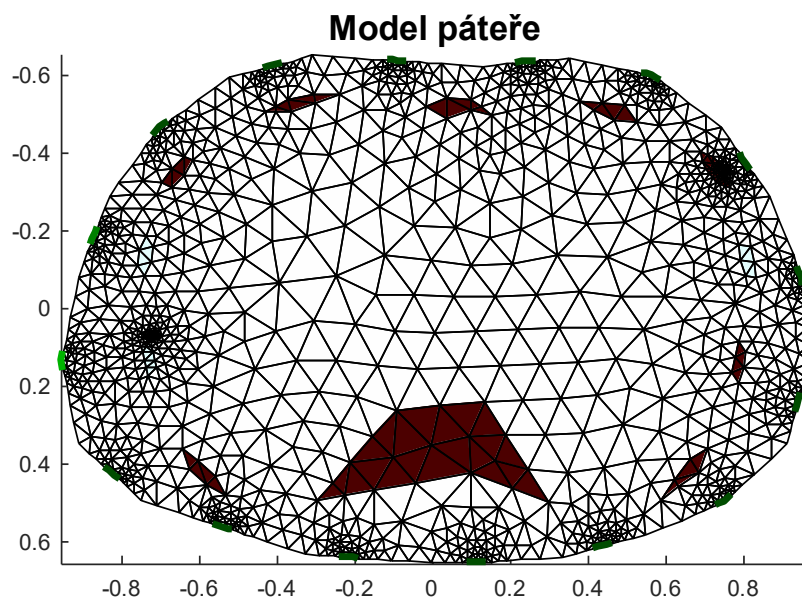
8.6.3 3D FEM model páteře a žeber

V neposlední řadě je třeba vytvořit 3D model kostí. Avšak vzhledem k velmi malým a členitým částem páteře a žeber nelze použít dostatečný počet Fourierových komponentů, aby výsledný model byl identický s CT skenem. V případě použití většího počtu komponentů dochází k překrytí hraničních bodů jednotlivých objektů a toto vede k zastavení tvorby modelu. Proto byl vytvořen 2D FEM model, který svým tvarem koresponduje s modelem ve 3D. V případě modelu hrudníku se tedy jedná hlavně o páteř a žebra. Po stisknutí tlačítka *Páteř* se v případě vytvořeného a uloženého modelu páteře a žeber tento model načte. V případě, že tento model ještě není vytvořen začne se tvořit tento 2D model páteře a žeber. Určení hraničních bodů probíhá stejně jako u hraničních bodů okolí hrudníku a plic s tím rozdílem, že u těchto hraničních bodů, respektive objektů se musí zjistit velikost těchto objektů. Tedy, musí se eliminovat objekty menší než určitý počet pixelů pro správné vytvoření modelu. Program tedy postupně vybere jen dostatečně velké segmentované objekty, kolem kterých se vykreslí hraniční body. Hraniční body jsou v tomto případě páteře a žeber vykresleny zelenou barvou.



Obrázek 48: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body

Dále se opět objeví vyskakovací okno s možností nastavení jednotlivých parametrů modelu a také možnost nastavení frekvence střídavého proudu. Po nastavení a stisknutí tlačítka OK se začne tvořit model okolí hrudníku opět příkazem *Newmodel*, který obsahuje model kostí respektive model páteře a žeber.

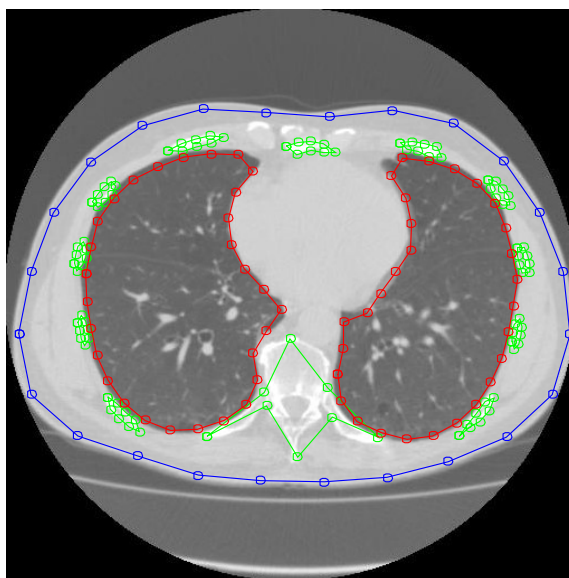


Obrázek 49: 2D FEM model okolí hrudníku s páteří a žebry a přidanou impedancí pro frekvenci 100kHz

8.6.4 2D FEM model

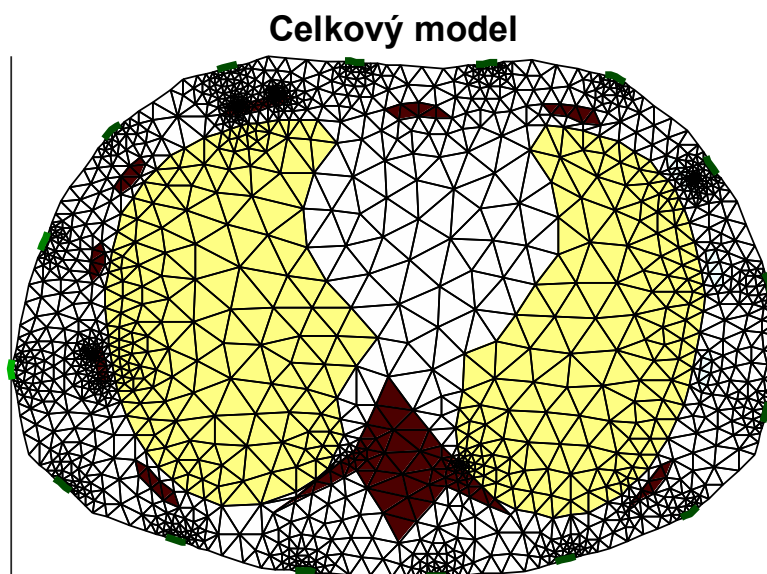
Z předchozích vymodelovaných částí struktur hrudníku byl vytvořen celkový 2D FEM model. 3D FEM model nebylo možné vytvořit z důvodů popsanych v předchozí kapitole. I tento celkový model koresponduje s 3D FEM modelem celkového hrudníku. Po stisknutí tlačítka *Celkový model* se v případě vytvořeného a uloženého celkového modelu tento model načte. V případě, že tento model ještě není vytvořen začne se tvořit tento 2D FEM model celkového hrudníku. Určení

hraničních bodů probíhá stejně jako u hraničních bodů okolí hrudníku, plic a kostí. Opět se zde musí zjistit velikost objektů kostí respektive segmentů žeber a eliminovat objekty, které jsou menší než určitý počet pixelů pro správné vytvoření modelu. Program posléze kolem všech objektů vykreslí hraniční body. Hraniční body mají modrou barvu pro okolí hrudníku, červenou pro plíce a zelenou pro páteř a segmenty žeber.



Obrázek 50: Originální CT sken s vykreslenými interpolačními body

Dále se opět objeví vyskakovací okno s možností nastavení jednotlivých parametrů modelu a také možnost nastavení frekvence střídavého proudu. Po nastavení a stisknutí tlačítka OK se začne tvořit celkový model opět příkazem *Newmodel*, který obsahuje modely všech struktur hrudníku.



Obrázek 51: 2D FEM celkový model a přidanou impedanci pro frekvenci 50kHz

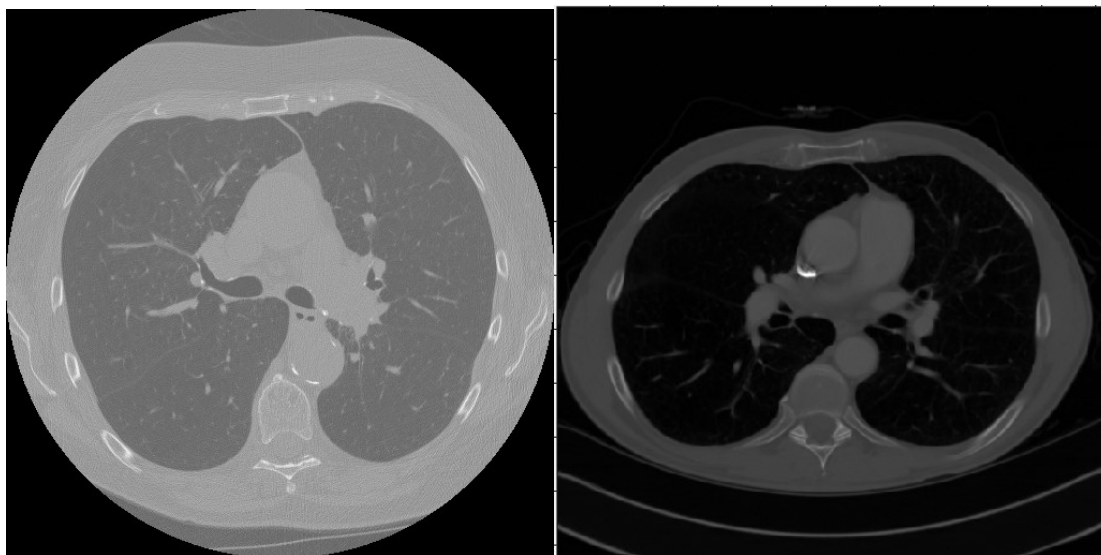
9 Testování a simulace

Pro testování realizovaného modelu na reálných CT skenech a následnou simulaci, tedy přidání fyziologických hodnot impedance jednotlivým objektům v modelu je třeba vybrat sadu CT skenů hrudníku ve formátu DICOM. Z této sady skenů se poté vytvoří 3D model a nasimuluje příslušná impedance objektů. Tedy nastaví se impedance plic, kostí (páteře a žeber) a hrudních a břišních svalů (okolí hrudníku).

9.1 Výběr testovacích CT skenů

Pro testování realizovaného programu se musí vybrat vhodné CT skeny hrudníku. Po zobrazení hrudníku počítačovou tomografií (CT) se tyto obrazy uloží ve formátu DICOM. Proto se tedy musí vybrat pro testování právě CT skeny ve formátu DICOM pro zachování autentičnosti.

Vybraná sada CT skenů musí obsahovat všechny části důležité pro následnou segmentaci a tvorbu 3D modelu. Tedy okolí hrudníku, plíce a páteř se žeby. Příklad špatně a správně zvoleného CT skenu lze vidět na *Obrázku 52*.



Obrázek 52: Nevhodně zvolený CT sken (vlevo)[29], vhodně zvolený CT sken (vpravo)[28]

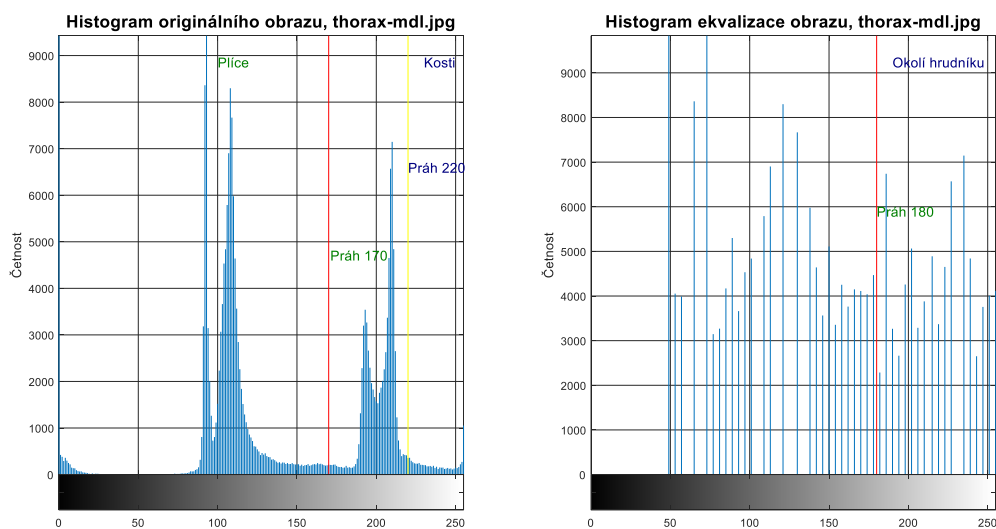
Na špatně zvoleném obrázku nelze vidět celé okolí hrudníku, tudíž by segmentace tohoto CT skenu nebyla přesná a nemohl se tak namodelovat 3D model správně. Příklad správně vybraného CT skenu ze sady lze vidět na *Obrázku 47* (vpravo). Na tomto CT skenu narozdíl od skenu vlevo lze přesně rozeznat okolí hrudníku od pozadí obrazu.

Pro testování byly vybrány 2 sady CT skenů od 2 pacientů. Tyto skeny byly získány z veřejně dostupné databáze ELCAP. Po zmáčknutí tlačítka *Výběr skenu* si uživatel může vybrat, kterého pacienta, respektive, který sken chce použít pro testování.

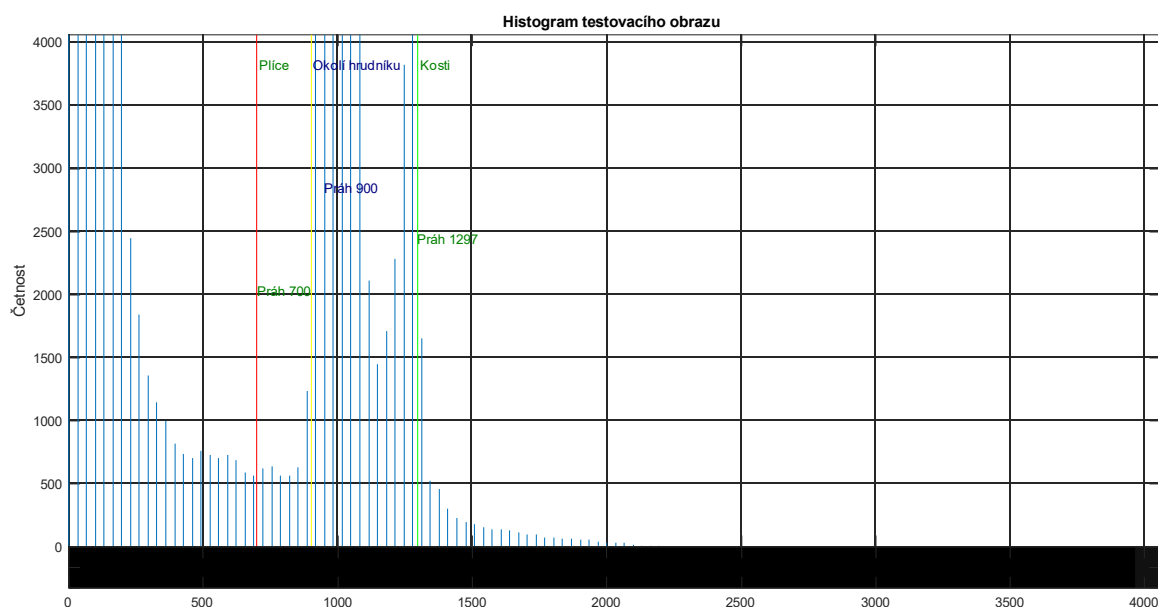
9.2 Binarizace testovacích skenů

Binarizace testovacích skenů je realizováno stejným algoritmem jako byl binarizován originální obraz pro realizaci tohoto programu. S tím rozdílem, že CT skeny ve formátu DICOM mají jinou škálu šedi, histogram a tedy i jiné práhové intervaly pro binarizaci obrazu.

Pro porovnání je zde znovu přiložen histogram originálního CT skenu ve formátu JPG a CT skenu ve formátu DICOM. Tento histogram testovacího CT skenu lze získat po zmáčknutí tlačítka *Histogram skenu* v sekci *Testování a simulace* v uživatelském rozhraní.



Obrázek 53: Histogram originálního obrazu, prahové hodnoty pro plíce a kosti (vlevo), prahová hodnota okolí hrudníku (vpravo) ve formátu JPG



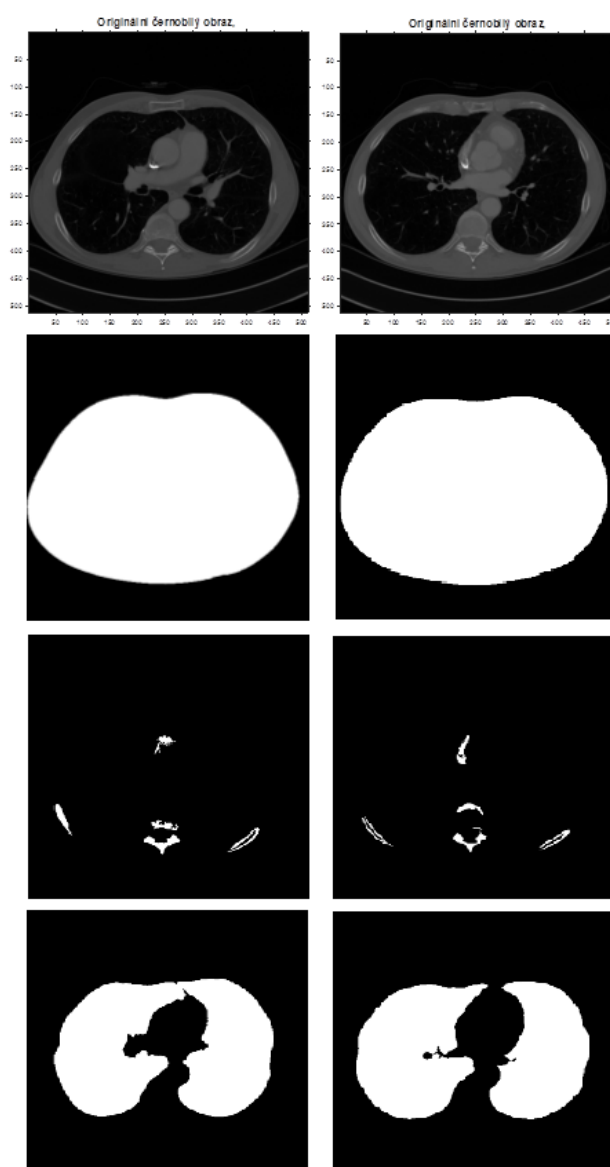
Obrázek 54: Histogram testovacího obrazu ve formátu DICOM

V následující *Tabulce 7* lze vidět porovnání hodnot prahových intervalů pro originální CT sken použitý pro realizaci ve formátu JPG a pro testovací sadu CT skenů ve formátu DICOM.

Tabulka 7: Tabulka prahových hodnot pro originální a testovací CT sken

Část hrudníku	Prahová hodnota originálního CT skenu	Prahová hodnota testovacího CT skenu
kosti	(220,256)	(1297,4095)
pľíce	(120,170)	(700,900)
okolí hrudníku	(180,220)	(900,1500)

Na následujícím obrázku lze vidět 2 příklady CT skenů a jejich binarizované části. Všechny ostatní použité testovací CT skeny jsou zobrazeny v Příloze 2. Převést vybraný testovací CT sken lze zmáčknutím tlačítka *Binarizace* v části *Testování a simulace* v uživatelském rozhraní.



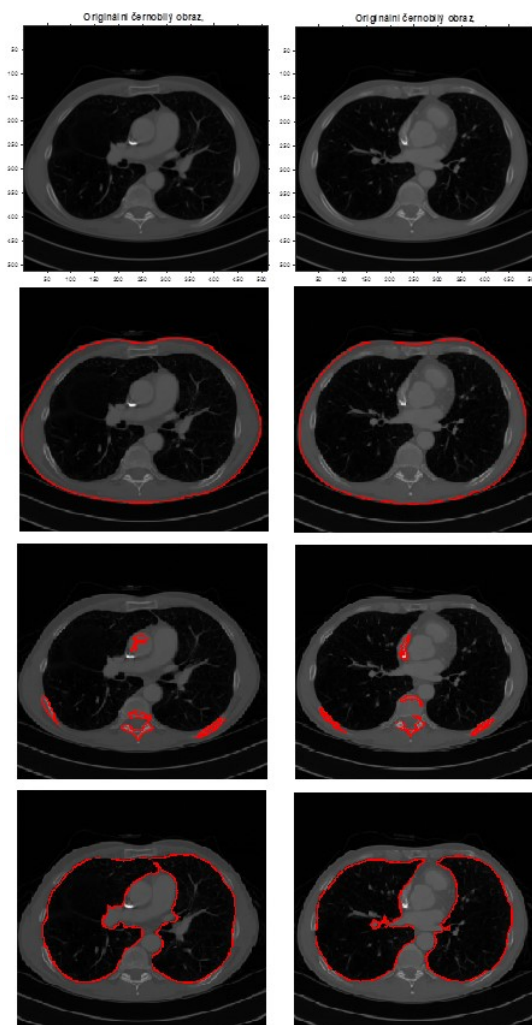
Obrázek 55 Příklady testovacích CT skenů a jejich binarizace daných struktur

U binárního obrazu páteře si lze všimnout drobného artefaktu uvnitř hrudníku. Tato binarizovaná část není kostní tkáň, tedy nejedná se o chybnou binarizaci, nejpravděpodobněji jde o chybu v obrazu. Dále si lze všimnout, že ne všechny segmenty žebér jsou binarizovány. Při binarizaci, následné segmentaci a samotném vytvoření 2D FEM modelu by v případě všech binarizovaných částí žebér program přestal pracovat z již zmiňovaného důvodu, problému překrytí interpolačních křivek.

9.3 Segmentace testovacích skenů

Realizace segmentace testovacích skenů se tvoří take stejným segmentačním algoritmem, jako u originálního CT skenu. Opět je načten vybraný, tentokrát testovací CT sken, a je využito předchozí binarizace k vytvoření hranic struktur hrudníku a získání hraničních bodů pro následnou tvorbu 3D FEM modelu červenou křivkou.

Dále je přiložen opět obrázek třech příkladů testovacích CT skenů, stejných jako v případě Obrázku 50 u binarizace, a jejich segmentace. Segmentace daných vybraných CT skenů lze uskutečnit zmáčknutím tlačítka *Segmentace* v odvětví *Testování a simulace* uživatelského rozhraní.

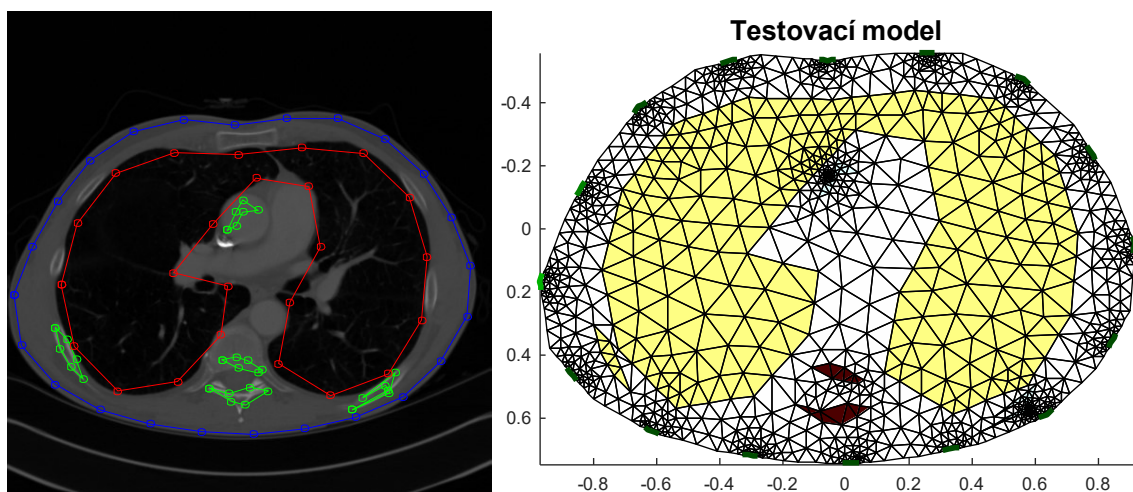


Obrázek 56: Příklady testovacích CT skenů od obou pacientů a jejich segmentace daných struktur

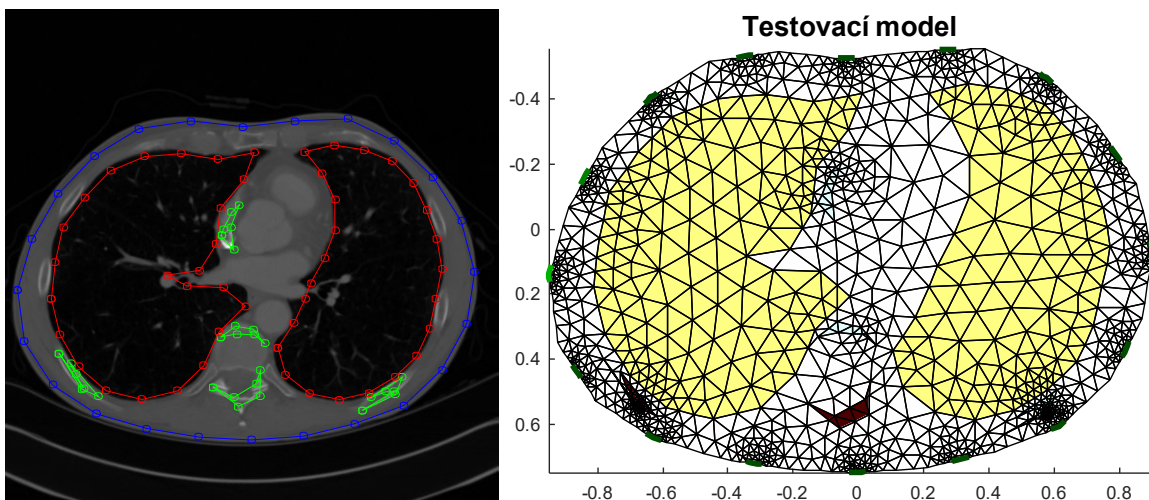
9.4 2D FEM model testovacích skenů

Vytvoření 2D FEM modelu probíhá rovněž ve stejném pořadí jako u realizačního originálního CT skenu. Pro zjednodušení ovládání uživatelského rozhraní již zde není možnost vytvořit 3D FEM respektive 2D FEM model každého objektu zvlášť. Po zmáčknutí tlačítka *Model* v sekci *Testování a simulace* uživatelského rozhraní se zobrazí vyskakovací okno pro nastavení Fourierových komponentů a následně se zobrazí vybraný CT sken s vyznačenými interpolovanými hranicemi bodů pro každou strukturu v hrudníku pomocí funkce *Model*. Poté si opět může uživatel nastavit parametry 3D modelu a nastavit frekvenci injektovaného střídavého proudu pro přidání impedance daných struktur v modelu. Výstupem je celkový 2D FEM model, který se vytvořil pomocí funkce *Newmodel*.

Následující obrázky obsahují CT sken, kdy jeho struktury jsou barevně ohraničené interpolovanými body pomocí Fourierovy transformace a 2D FEM model s přidanou impedancí jednotlivých objektů.



Obrázek 57: Testovací CT sken s interpolací hranic a jeho 2D FEM model



Obrázek 58: Testovací CT sken s interpolací hranic a jeho 2D FEM model

10 Vyhodnocení 3D modelů

V této kapitole jsou zhrnuty výsledky jak z testovacích CT skenů ve formátu DICOM, tak z realizace tedy z originálního CT skenu ve formátu JPG. Tyto dvě realizace FEM modelů jsou následně porovnány mezi sebou.

Vyhodnocení těchto vytvořených modelů probíhá na základě porovnání vysegmentované části CT skenu, konkrétně pomocí červené segmentační křivky, která vymezuje skutečnou podobu struktur na CT skenu a modré interpolační křivky bodů, která kopíruje tvar modelu.

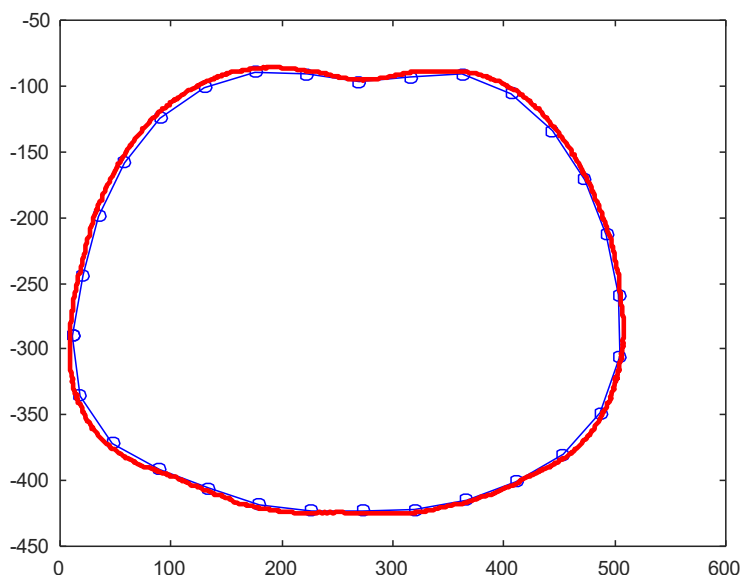
kteřá danou oblast ohraničuje a křivky interpolovaných bodů získaných funkcí *fourier_fit*. Autentičnost a správnost tvorby 3D FEM modelu respektive 2D FEM modelu je zhodnocena jak vizuálně, tak výpočtem. Využívá se zde výpočet obsahu ploch ohraničených křivkami. Takto vyhodnoceno bylo vždy 10 modelů s různě nastavenými parametry. Pro vyhodnocení ploch byl vždy vypočítán rozdíl, jeho procentuální vyjádření, maximum, minimum a medián této hodnoty.

10.1 Vyhodnocení originálního CT skenu

3D FEM model pro originální CT sken byl vytvořen pro všechny struktury modelu hrudníku zvlášť. Vyhodnocení je tedy provedeno pro každý 3D model struktury CT skenu zvlášť a následně pro celkový 2D FEM model.

10.1.1 Okolí hrudníku

Pro vyhodnocení 3D FEM modelu okolí hrudníku se tedy použila červená křivka segmentace a modrá křivka interpolovaných bodů. Vykreslení těchto dvou křivek pro defaultní nastavení parametrů lze vidět na následujícím obrázku.



Obrázek 59: Červená segmentační křivka a modrá interpolační křivka pro okolí hrudníku

Po vizuálním posouzení lze říci, že tvar okolí hrudníku na CT skenu odpovídá křivce interpolačních bodů vytvořených Fourierovou transformací. Výpočet ploch těchto křivek bylo provedeno funkcí *polyarea*. V tabulce níže lze vidět 10 modelů okolí hrudníku, plochy jednotlivých

křivek, rozdíl těchto ploch a procentuální vyjádření. V další tabulce jsou vepsány hodnoty maximální a minimální hodnoty rozdílu a medián rozdílů.

Tabulka 8: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu okolí hrudníku

Změněný parametr	Plocha originálního CT skenu	Plocha vytvořeného FEM modelu	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Žádný – defaultní nastavení	140682	136150	4531	3,22%
Počet Fourierových komponentů:20	140682	136130	4552	3,24%
Počet Fourierových komponentů:10	140682	134640	6042	4,29%
Počet Fourierových komponentů:5	140682	133040	7642	5,43%
Počet Fourierových komponentů:3	140682	133110	7572	5,38%
Počet interpolovaných bodů:20	140682	134630	6052	4,3%
Počet interpolovaných bodů:10	140682	134630	6052	4,3%
Počet interpolovaných bodů:5	140682	134630	6052	4,3%
Počet interpolovaných bodů:3	140682	134630	6052	4,3%
Počet Fourierových komponentů:2	140682	$1,4552 \cdot 10^{-11}$	140682	100%

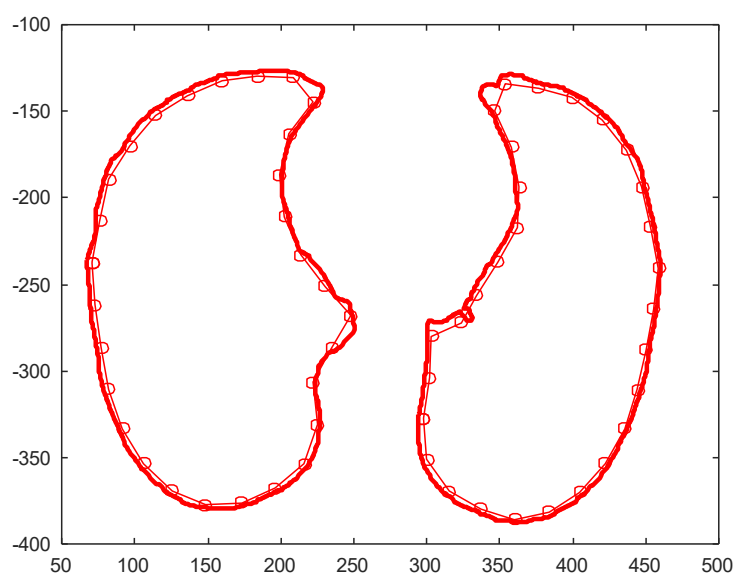
Tabulka 9: Statistické zhodnocení rozdílu ploch

	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch	140682	4531	6052

Z procentuálního vyjádření rozdílu ploch lze říci, že čím vyšší počet Fourierových komponentů tím přesnější rekonstrukce 3D FEM modelu. Dále lze říci, že změna počtu interpolovaných bodů nemá vliv na přesnost tvorby 3D FEM modelu okolí hrudníku. Proto jako defaultní nastavení bylo zvoleno 30 Fourierových komponentů, procentuální vyjádření rozdílu je v tomto případě jen 3,22%.

10.1.2 Plíce

Pro vyhodnocení 3D FEM modelu plic jsou opět použity křivky jako v předchozím vyhodnocení. S tím rozdílem, že křivka interpolovaných bodů je v případě plic také červená. Vykreslení těchto dvou křivek pro defaultní nastavení parametrů lze vidět na následujícím obrázku.



Obrázek 60: Červená segmentační křivka a červená interpolační křivka pro plíce

Po vizuálním posouzení lze opět říci, že se obě křivky téměř shodují, až na malé detaily v podobě zakřivení a místa, kde se s největší pravděpodobností vyskytují plicní cévy. V tabulce níže lze vidět 10 modelů plic, plochy jednotlivých křivek, rozdíl těchto ploch a procentuální vyjádření. V další tabulce jsou vepsány hodnoty maximální a minimální hodnoty rozdílu a medián rozdílů.

Tabulka 10: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu plic

Změněný parametr	Plocha originálního CT skenu	Plocha vytvořeného FEM modelu	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Žádný – defaultní nastavení	28399	26300	2099	7,39%
Počet Fourierových komponentů:20	28399	26267	2132	7,51%
Počet Fourierových komponentů:10	28399	26230	2169	7,64%
Počet Fourierových komponentů:5	28399	25826	2573	9,06%
Počet Fourierových komponentů:3	28399	25048	3351	11,8%
Počet interpolovaných bodů:20	28399	25925	2474	8,71%
Počet interpolovaných bodů:10	28399	23568	4831	17,01%
Počet interpolovaných bodů:5	28399	16456	11943	42,05%
Počet interpolovaných bodů:3	28399	0	28399	100%
Počet Fourierových komponentů:2	28399	$2,04 \cdot 10^{-12}$	28399	100%

Tabulka 11: Statistické zhodnocení rozdílu ploch

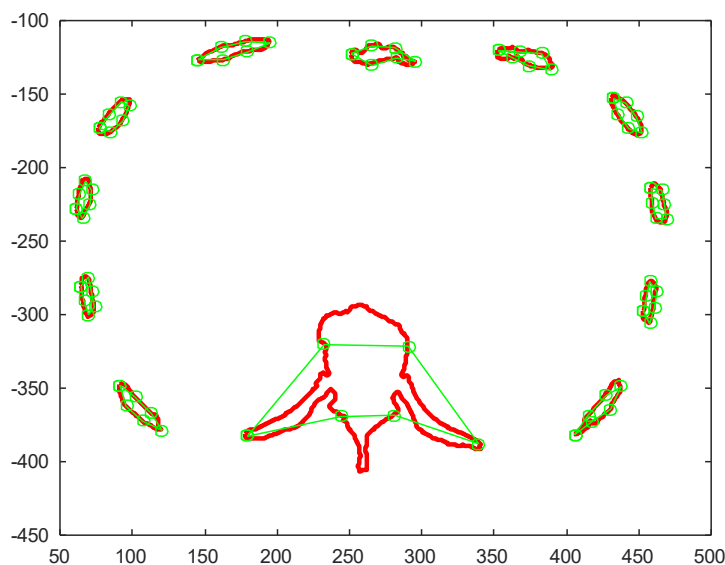
	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch	28399	2099	2962

Z procentuálního vyjádření rozdílu ploch lze opět říci, že čím vyšší počet Fourierových komponentů tím přesnější rekonstrukce 3D FEM modelu. Na rozdíl od 3D FEM modelu okolí hrudníku, zde závisí na počtu interpolovaných bodů. Toto je nejspíš zapříčiněno dvěma

interpolacími hranicemi bodů pro plíce. Z tabulky vyplývá, že čím vyšší počet interpolovaných bodů, tím přesnější vytvoření 3D FEM modelu. Proto jako defaultní nastavení bylo zvoleno 30 Fourierových komponentů a 30 interpolovaných bodů, procentuální vyjádření rozdílu je v tomto případě jen 7,39%.

10.1.3 Páteř a žebra

Vyhodnocení kostí, tedy páteře a žebér se uskutečňuje opět pomocí dvou křivek, červené segmentační křivky a zelené interpolační křivky. Vykreslení těchto dvou křivek pro defaultní nastavení parametrů lze vidět na následujícím obrázku.



Obrázek 61: Červená segmentační křivka a zelená interpolační křivka pro páteř a žebra

Po vizuálním posouzení interpolační zelené křivky a červené segmentační křivky pro páteř a žebra je zřejmé, že vytvoření modelu páteře je nepřesné, na rozdíl od segmentů žebér, které jsou vymodelovány téměř přesně. Pro vytvoření tohoto modelu musel být použit menší počet interpolačních bodů. Při zvýšení počtu těchto bodů, došlo k překrytí interpolačních hranic a software MATLAB přestal pracovat a zastavila se tak i tvorba daného modelu.

Tabulka 12: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body FEM modelu páteře a žeber

Změněný parametr	Plocha originálního CT skenu	Plocha vytvořeného FEM modelu	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Žádný – defaultní nastavení	212	164	48	22,64%
Počet Fourierových komponentů:20	212	165	47	22,17%
Počet Fourierových komponentů:10	212	166	46	21,7%
Počet Fourierových komponentů:5	212	164	48	22,64%
Počet Fourierových komponentů:3	212	164	48	22,64%
Počet interpolovaných bodů:6	212	156	56	26,42%
Počet interpolovaných bodů:5	212	125	87	41,04%
Počet interpolovaných bodů:4	212	79	133	62,74%
Počet interpolovaných bodů:3	212	0	212	100%
Počet Fourierových komponentů:2	-	-	-	-

Tabulka 13: Statistické zhodnocení rozdílu ploch

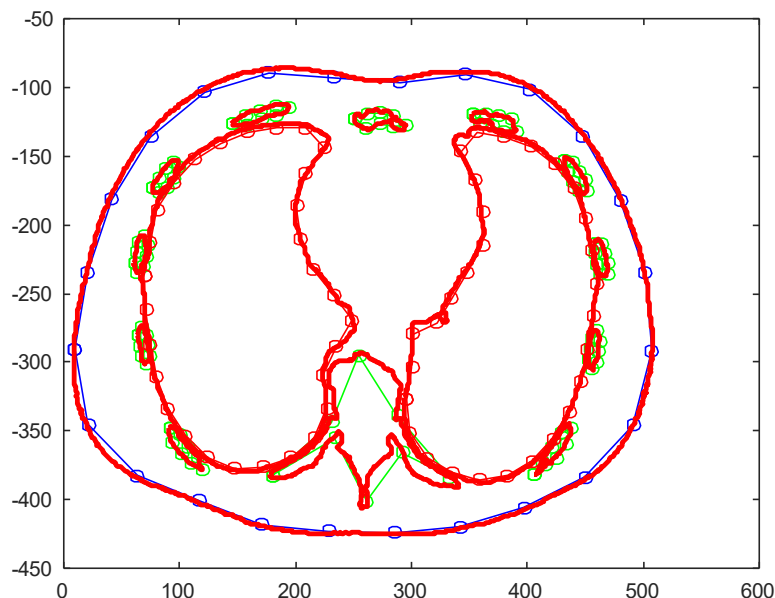
	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch	212	46	48

Z procentuálního vyjádření rozdílu ploch lze opět říci, že čím vyšší počet Fourierových komponentů a interpolačních bodů, tím přesnější rekonstrukce 2D FEM modelu. Toto je způsobeno opět vyšším počtem hranic objektů. Proto jako defaultní nastavení bylo zvoleno 30 Fourierových komponentů a 7 interpolovaných bodů, procentuální vyjádření rozdílu je v tomto případě jen

22,64%. Toto vyšší procentuální vyjádření rozdílu je způsobeno zejména nepřesným modelováním páteře. Pro 2 Fourierovy komponenty se interpolační hranice kostí vůbec nevykreslí, protože pro tvorbu kostí, zejména segmentů žeber je třeba velmi přesná interpolace.

10.1.4 Celkový model

Nakonec je provedeno vyhodnocení celkového modelu hrudníku. Každá struktura je označena stejnými barvami interpolačních křivek, jako v předchozích podkapitolách. Vykreslení těchto všech křivek pro defaultní nastavení parametrů lze vidět na následujícím obrázku.



Obrázek 62: Červená segmentační křivka a barevné interpolační křivky pro všechny struktury v hrudníku

Po vizuálním posouzení a srovnání všech interpolačních křivek pro všechny struktury a segmentační červené křivky lze usoudit, že kromě interpolační zelené křivky páteře jsou všechny ostatní struktury víceméně stejné, jako segmentační červená křivka.

Tabulka 14: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body celkového FEM modelu

Změněný parametr	Plocha originálního CT skenu	Plocha vytvořeného FEM modelu	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Žádný – defaultní nastavení	169293	162614	6679	3,95%
Počet Fourierových komponentů:20	169293	162562	6731	3,98%
Počet Fourierových komponentů:10	169293	161036	8257	4,88%
Počet Fourierových komponentů:5	169293	159030	10263	6,06%
Počet Fourierových komponentů:3	169293	158322	10971	6,48%
Počet interpolovaných bodů:6	169293	160711	8582	5,07%
Počet interpolovaných bodů:5	169293	158323	10970	6,48%
Počet interpolovaných bodů:4	169293	151165	18128	10,71%
Počet interpolovaných bodů:3	169293	134630	34663	20,48%
Počet Fourierových komponentů:2	169293	$1,6592 \cdot 10^{-11}$	169293	100%

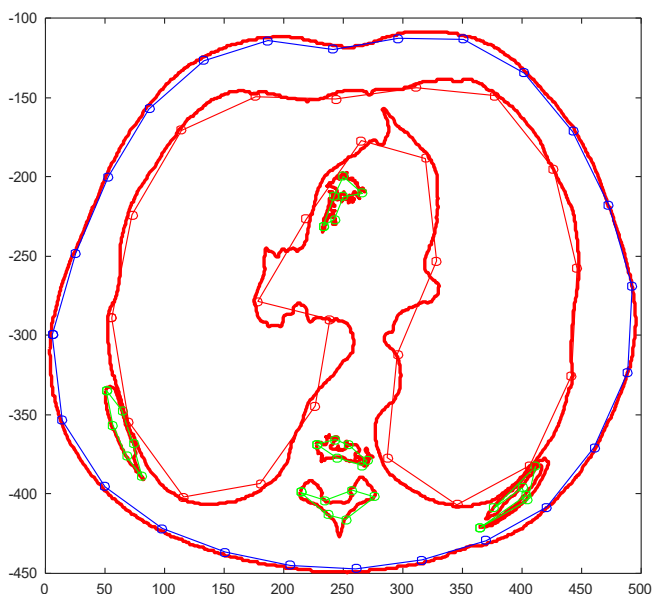
Tabulka 15: Statistické zhodnocení rozdílu ploch

	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch	169293	6679	10616,5

Procentuální vyjádření rozdílu ploch všech struktur v hrudníku potvrdilo předchozí jednotlivé procentuální vyjádření Z procentuálního vyjádření rozdílu ploch lze opět říci, že čím vyšší počet Fourierových komponentů a interpolačních bodů, tím přesnější rekonstrukce 2D FEM modelu. Procentuální vyjádření rozdílu ploch při defaultním nastavení je jen 3,95%.

10.2 Vyhodnocení testovacího CT skenu

2D FEM model pro testovací CT skeny byl vytvořen jen pro celkový model hrudníku. Vyhodnocení je tedy provedeno pro celkový testovací 2D FEM model, nejsou tedy zde ukázány rozdíly hodnot pro jednotlivé struktury hrudníku.



Obrázek 63: Červená segmentační křivka a barevné interpolační křivky pro všechny struktury v hrudníku

Po vizuálním posouzení a srovnání všech interpolačních křivek pro všechny struktury a segmentační červené křivky lze usoudit, že vytvoření 2D FEM modelu pro testovací skeny není zdaleka tak přesný jako 2D FEM model pro originální CT sken. Vytvoření 2D FEM modelu plic je vzhledem k jejich anatomické struktuře a přesné segmentaci vytvořen velmi elementárně. Model okolí hrudníku je vytvořen relativně přesně vzhledem k segmentační křivce. I zde je páteř vymodelována nepřesně.

Tabulka 16: Vyhodnocení rozdílu velikosti ploch křivek pro segmentaci CT skenu a pro interpolované body celkového testovacího FEM modelu

Změněný parametr	Plocha originálního CT skenu	Plocha vytvořeného FEM modelu	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Žádný – defaultní nastavení	70694	66134	4560	6,45%
Počet Fourierových komponentů:20	70694	66018	4676	6,61%
Počet Fourierových komponentů:10	70694	66397	4297	6,08%
Počet Fourierových komponentů:5	70694	63132	7562	10,7%
Počet Fourierových komponentů:3	70694	15886	54808	77,53%
Počet interpolovaných bodů:6	70694	66134	4560	6,45%
Počet interpolovaných bodů:5	70694	66134	4560	6,45%
Počet interpolovaných bodů:4	70694	66134	4560	6,45%
Počet interpolovaných bodů:3	70694	66134	4560	6,45%
Počet Fourierových komponentů:2	-	-	-	-

Tabulka 17: Statistické zhodnocení rozdílu ploch

	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch	54808	4297	4560

Procentuální vyjádření rozdílu ploch testovacích modelů všech struktur v hrudníku se liší od originálního modelu. Z tabulky vyplývá, že zde neplatí pravidlo, čím vyšší počet Fourierových komponentů tím přesnější model. Avšak pro automatickou tvorbu 2D FEM modelů CT skenů ve formátu DICOM byly defaultní parametry nastaveny jinak. Toto defaultní nastavení, se však liší

jen o pár desetin procent od nejpřesnějšího 2D FEM modelu. Procentuální vyjádření rozdílu ploch při defaultním nastavení je jen 6,45%.

10.3 Porovnání modelů

2D FEM modely originálního CT skenu ve formátu JPG a testovacích CT skenů ve formátu DICOM se od sebe vzájemně samozřejmě liší. Hlavní rozdíl je v rozmanité struktuře plic a cévním zásobení, které lze v testovacích CT skenech lépe rozeznat a tedy i vysegmentovat než v originálním CT skenu, kde tyto vnitřní struktury plic nejsou tak značné.

Společným aspektem v nepřesnosti modelování u těchto dvou modelů je modelování páteře.

Procentuální rozdíl ploch při defaultním nastavení těchto dvou modelů včetně porovnání statistických údajů pro všechna nastavení v tabulce lze vidět v následujících tabulkách.

Tabulka 18: Porovnání 2D FEM modelu originálního CT skenu a testovacích CT skenů

	Plocha CT skenů	Plocha modelů	Rozdíl ploch	Procentuální vyjádření
Originální CT sken	169293	162614	6679	3,95%
Testovací CT skeny	70694	66134	4560	6,45%

Tabulka 19: Porovnání statistických údajů pro 2D FEM model originálního CT skenu a testovacích CT skenů

	Maximum	Minimum	Medián
Rozdíl ploch originálního CT skenu	169293	6679	10616,5
Rozdíl ploch testovacích CT skenů	54808	4297	4560

Jak lze vyčíst z tabulky, vytvořený 2D FEM model originálního CT skenu je o necelé 3% přesnější než 2D FEM model testovacích CT skenů.

11 Závěr

Cílem diplomové práce bylo vytvořit simulační framework pro evaluaci rekonstrukčních metod elektrické impedanční tomografie. Tedy vytvoření 3D FEM modelu hrudníku, včetně jeho anatomických struktur ze získaných CT skenů. Toto bylo provedeno v prostředí MATLAB s využitím softwaru EIDORS.

Navržený algoritmus se skládal z předzpracování obrazu a binarizace pomocí prahování. Po extrahování jednotlivých kontur z binárních obrazů, je vytvořen FEM model v závislosti na zadaných parametrech.

Pro vytvoření realizačního originálního CT skenu byl vybrán sken ve formátu JPG. Tento CT sken nebyl vybrán náhodně, ale na základě dobrých vizuálních vlastností obrazu a také díky správnému obsahu anatomických struktur. Obsahoval plíce, páteř, segmenty žeber a celé okolí hrudníku, které bylo jasně odlišitelné od pozadí obrazu. Tento obraz bylo třeba převést na odstíny šedi pro následnou binarizaci obrazu. Binarizace obrazu byla provedena pomocí prahování. Pro snazší určení těchto práhových hodnot, respektive práhových intervalů, pro jednotlivé struktury v hrudníku byl vytvořen histogram, kde jsou tyto intervaly zakresleny. Následně byly tyto jednotlivé struktury hrudníku převedeny do binárního obrazu a byla na nich provedena segmentace v podobě červené hraniční křivky. Z jednotlivých vysegmentovaných částí byly vytvořeny 3D FEM modely s anatomicky správnou hodnotou impedance. Modely byly tvořeny vykreslením interpolačních bodů na hranicích struktur pomocí Fourierovy transformace. Tyto modely, zvláště model páteře a žeber a celkový model hrudníku, jsou citlivé na nastavení jednotlivých parametrů modelu a v nastavení počtu interpolovaných bodů. Model pro kosti, tedy pro páteř a segmenty žeber a celkový model byly vytvořeny pouze ve 2D kvůli zachování automatickosti simulačního frameworku.

Pro testování tohoto algoritmu pro vytvoření 3D FEM modelu hrudníku byly použity CT skeny získané z volně přístupné databáze. Pro využití pro tento simulační framework byly vybrány CT skeny hrudní části dvou pacientů. Tyto skeny byly narozdíl od originálního CT skenu, použitého v realizační části, ve formátu DICOM. Histogram těchto CT skenů se výrazně liší od originálního CT skenu použitého v realizaci. Z tohoto důvodu byly zvoleny i jiné intervaly práhových hodnot pro následnou binarizaci a segmentaci obrazu.

Pro zajištění automatické funkce frameworku pro všechny CT skeny ve formátu DICOM byly i tyto FEM modely vytvořeny pouze ve 2D. Také kvůli tomuto aspektu došlo ke zkreslení interpolačních křivek pro tvorbu modelů, konkrétně u páteře a u plic. I těmto modelům byla simulována fyziologicky správná hodnota impedance.

Výsledné modely originálního CT skenu se svou autentičností více přibližuje reálnému hrudníku a jeho strukturám. Největší přesnosti v modelování modelu originálního referenčního CT skenu dosáhlo okolí hrudníku, které se při defaultním nastavení parametrů liší od reálného obvodu hrudníku jen o 3,22%. Druhým nejpřesnějším modelem struktury hrudníku je model plic, který se liší jen o 7,39% a v poslední řadě je zde model páteře a žeber, který se liší o 22,64%. Pro tvorbu modelu originálního CT skenu platí, že čím vyšší hodnota Fourierových komponentů je zvolena, tím přesnější model může vzniknout.

Modely celkových testovacích CT skenů se liší od reálných struktur lidského těla o 6,45% pro defaultní nastavení parametrů. Procentuální rozdíl mezi přesností modelování pro originální CT sken a testovací CT skeny je způsoben hlavně snahou o co jak největší automatickost celého simulačního frameworku, tedy pro využití a modelování jakéhokoliv CT skenu ve formátu DICOM.

Celkový vytvořený simulační framework bych hodnotila kladně z důvodu automatizace tvorby modelů pro všechny CT skeny ve formátu DICOM. Tedy lze na tomto softwaru vytvořit 2D model celého hrudníku včetně jeho vnitřních struktur pro každý CT sken hrudníku v daném formátu. Jako nevýhodu tohoto frameworku bych uvedla nepřesnou tvorbu modelu páteře, která byla způsobena překrytím interpolačních hranic tohoto objektu, při použití vyššího počtu Fourierových komponentů, hranami jiných vnitřních objektů hrudníku.

12 Použitá literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] GRIMNES, Sverre a Orjan G. MARTINSEN. *Bioelectricity and bioimpedance basics*. 2nd ed. London: Academic, 2008. ISBN 978-012-3740-045.
- [3] *Elektrická impedanční tomografie*. Brno: Biofyzikální ústav LF MU, 2013. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/EIT.pdf>
- [4] GRYCHTOL, B., W. R. B. LIONHEART, M. BODENSTEIN, G. K. WOLF a A. ADLER. Impact of Model Shape Mismatch on Reconstruction Quality in Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2012, **31**(9), 1754-1760. DOI: 10.1109/TMI.2012.2200904. ISSN 0278-0062. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6203593/>
- [5] STACEY, Robert W. *Electrical Impedance Tomography*. Stanford University, 2006. Dostupné z: <https://pangea.stanford.edu/ERE/research/geoth/publications/techreports/SGP-TR-182.pdf>. Akademická práce. Stanford University.
- [6] DĚDKOVÁ, Jarmila. *Metody rekonstrukce obrazu založené na elektrické impedanční tomografii: Image reconstruction methods based on electrical impedance tomography : teze přednášky k profesorskému jmenovacímu řízení v oboru Teoretická elektrotechnika*. Brno: VUTUM, 2007. 20 s. ISBN 978-80-214-3384-7. Teze přednášky k profesorskému jmenovacímu řízení. VUT Brno.
- [7] ŠÍMA, J a Roman NERUDA. *Teoretické otázky neuronových sítí*. Praha, 1996, 390 s. ISBN 80-858-6318-9.
- [8] VALA, Peter. *Měření multifrekvenční elektrické impedanční tomografie*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. VŠB-TUO.
- [9] XU, Guizhi, Qing WU, Qingxin YANG, Ying LI a Weili YAN. A reconstruction algorithm based on wavelet network in electrical impedance tomography. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2004. DOI: 10.1109/iembs.2004.1403444.
- [10] NGUYEN, D. T., C. JIN, A. THIAGALINGAM a A. MCEWAN. A Computer Simulation Study on the Applicability of 3D Electrical Impedance Tomography for Pulmonary Perfusion Defect Imaging. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, Beijing, China*. 2012, **2012**(39), 967. DOI: 10.1007/978-3-642-29305-4_254. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-29305-4_254
- [11] MUGHAL, Yar M., Paul ANNUS, Mart MIN a Rauno GORDON. An overview of the impedance models of the thorax and the origin of the impedance cardiography signal for modelling of the impedance signals. *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. IEEE, 2014, **2015**, 526-531. DOI: 10.1109/IECBES.2014.7047557. ISBN 978-1-4799-4084-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7047557>
- [12] MICHALÍKOVÁ, Markéta, Rawia ABED, Michal PRAUZEK a Jiří KOZIOREK. Image Reconstruction in Electrical Impedance Tomography Using Neural Network. *7th Cairo*

- International Biomedical Engineering Conference Cairo, Egypt, December 11-13, 2014.* IEEE, 2014, **2014**(7), 39-42.
- [13] ZORDAN, Victor B., Bhriugu CELLY, Bill CHIU a Paul C. DILORENZO. Breathe easy: Model and control of human respiration for computer animation. *Graphical Models*. 2006, **68**(2), 113-132. DOI: 10.1016/j.gmod.2005.03.005. ISSN 15240703. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1524070305000287>
- [14] NGUYEN, D. T., C. JIN, A. THIAGALINGAM a A. MCEWAN. *A Computer Simulation Study on the Applicability of 3D Electrical Impedance Tomography for Pulmonary Perfusion Defect Imaging*. 2006, , 967. DOI: 10.1007/978-3-642-29305-4_254. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-29305-4_254
- [15] GRYCHTOL, B., W. R. B. LIONHEART, M. BODENSTEIN, G. K. WOLF a A. ADLER. *Impact of Model Shape Mismatch on Reconstruction Quality in Electrical Impedance Tomography*. 2012. DOI: 10.1109/TMI.2012.2200904. ISBN 10.1109/TMI.2012.2200904. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6203593/>
- [16] TSOLI, Aggeliki, Naureen MAHMOOD a Michael J. BLACK. Breathing life into shape. *ACM Transactions on Graphics*. 2014, **33**(4), 1-11. DOI: 10.1145/2601097.2601225. ISSN 07300301. Dostupné také z: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2601097.2601225>
- [17] MUGHAL, Yar M., Paul ANNUS, Mart MIN a Rauno GORDON. An overview of the impedance models of the thorax and the origin of the impedance cardiography signal for modelling of the impedance signals. *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. IEEE, 2014, , 526-531. DOI: 10.1109/IECBES.2014.7047557. ISBN 978-1-4799-4084-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7047557>
- [18] EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software. *EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software* [online]. 2013-08-16 [cit. 2015-01-15]. Dostupné z: <http://eidors3d.sourceforge.net/>
- [19] Kapitola 5. *Základy kineziologie* [online]. LF UK Praha: LF UK Praha [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/5.htm>
- [20] SCHWARZ, Mgr. Marek. Kosterní soustava člověka. In: *Kosterní soustava* [online]. 2012 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: http://www.gtnv.cz/wp-content/uploads/2015/01/DUM_tercie_biologie_Kosterni_soustava_2.pdf
- [21] FLUSSEROVÁ, Štěpánka. Svaly hrudníku. In: *Ronnie.cz kulturistika a silové sporty* [online]. 2004 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-926-svaly-hrudniku.html>
- [22] HOZMAN, Jiří a Jan KYBIC. *Počítačová tomografie (CT)* [online]. In: . Praha: ČVUT, 2014, s. 21 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: https://cw.fel.cvut.cz/wiki/_media/courses/a6m33zsl/ct-hozman-jk.pdf
- [23] WEERAKKODY, Dr Yuranga a Kyle GREENWAY. Hounsfield unit. *Radiopaedia* [online]. 2017, , 1 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/hounsfield-unit>
- [24] Of Hounsfield Units Table. In: *Suggest-keywords* [online]. [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.suggest-keywords.com/aG91bnNmaWVsZCBzY2FsZQ/>

- [25] The Hounsfield Scale: CT Window Levels and Window Widths. In: *Radiology Key: Fastest Radiology Insight Engine* [online]. 2016 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://radiologykey.com/introduction-to-imaging-modalities/>
- [26] *IT IS Foundation* [online]. Zurich, 2017 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/database-summary/>
- [27] *Mathworks* [online]. United States: The Mathworks, 2017 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/support/search_results.html?q=asset_type%3A%22Documentation%22+fourier_fit&submitsearch=
- [28] *ELCAP Public Lung Image Database* [online]. Cornell University.: Cornell University., 2010 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <https://veet.via.cornell.edu/lungdb.html>
- [29] *Medical Image Samples* [online]. S.Barré, 2003 [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.barre.nom.fr/medical/samples/>
- [30]

13 Seznam příloh

Příloha 1 – CD s programem

Příloha 2 – CT testovací skeny